Magnetische Fixierung intraatrialer Elektroden für vorhofgesteuerte Schrittmacher

FRIEDRICH GROGLER

1968

Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41545802_0021

Aus der Chirurgischen Klinik der Universität München
Direktor: Prof. Dr. Dr. R. Zenker

MAGNETISCHE FIXIERUNG INTRAATRIALER ELEKTRODEN FÜR VORHOFGESTEUERTE SCHRITTMACHER

INAUGURAL - DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde
in der gesamten Medizin verfaßt
und einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität
zu München

vorgelegt von

Friedrich Grögler
aus Seeshaupt/Obb.

München 1968

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter:	Prof. Dr. H.G. Borst
Mitberichterstatter:	Prof. Dr. Dr. R. Zenker
Dekan:	Prof. Dr. F. Holle
Tag der mündlichen Prüfung:	9. 7. 1968

UNIV.
LEIDEN
BIBL.

Foto-Druck Frank, 8 München 13, Zieblandstraße 39, Telefon 597397,

M E I N E M V A T E R

INHALTSVERZEICHNIS

I. DAS REIZBILDUNGS- UND REIZLEITUNGS-SYSTEM DES HERZENS

A) Anatomie 1
B) Physiologie..... 1
C) Störungen der Erregungsbildung 3
D) Leitungsstörungen 4
E) Herzblock 6
F) Morgagni-Adams-Stokes-Syndrom 8

II. HISTORIE

A) Generatoren 10
B) Elektroden 14
C) Heutige Situation 16

III. FRAGESTELLUNG 18

IV. MATERIAL

A) Magnete 20
B) Elektroden 23
C) Generator 26
D) Magnet-Halterung 29

V. METHODIK

A) Messungen am Modell 31
B) Untersuchungen am Tier 31
C) Messungen an Patienten 39

VI. ERGEBNISSE

A) Magnetische Koppelung 41
B) P-Potentiale 43
C) Einwachsdauer 46

VII. DISKUSSION
A) Generator - Vorteile 50
B) Generator - Nachteile 53
C) Elektroden 54
D) Magnetische Fixierung der Vorhofelektrode 56

VIII. ZUSAMMENFASSUNG 58

IX. LITERATURVERZEICHNIS 59

I. DAS REIZBILDUNGS- UND REIZLEITUNGSSYSTEM DES HERZENS.

A. Anatomie.

Das Reizbildungs- und Reizleitungssystem des Herzens besteht aus besonders glykogenhaltigen Muskelzellen, die ohne Vermittlung nervöser Elemente die Erregungsreize vom Vorhof zum Ventrikel leiten.

Dazu gehört zunächst der Sinusknoten (Keith-Flack), der in der Wand des rechten Vorhofes zwischen der Mündung der Vena cava cranialis und dem rechten Herzohr liegt und vom vegetativen Nervensystem innerviert wird. Eine weitere Zusammenballung dieser spezifischen Herzmuskelzellen stellt der Atrioventrikularknoten (Aschoff-Tawara) dar; er ist an der Vorhofkammergrenze des rechten Atriums nahe der Vorhofscheidewand lokalisiert. Von ihm aus verläuft das Reizleitungssystem in Form des His'schen Bündels in der Kammerscheidewand nach kaudal und teilt sich am tiefsten Punkt der pars membranacea des Kammerseptums in einen linken und einen rechten Schenkel, welche die jeweils zugehörigen Kammern versorgen. Dabei erreichen sie zunächst die Papillarmuskeln, sodann strahlen ihre Endausbreitungen in Gestalt der Purkinje'schen Fäden in das Trabekelwerk und steigen rückläufig an den Wänden wieder zur Kammerbasis empor (2).

B. Physiologie.

Im Sinusknoten entsteht normalerweise das elektrische Po-

tential, das den adäquaten Reiz zur Kontraktur der Herzmuskulatur darstellt. Dieses von ihm ausgehende Potential durchläuft die gesamte Muskulatur der Vorhöfe, bringt sie zur Kontraktion und trifft dann auf den A.V.-Knoten, der es nach einer Verzögerung an das His'sche Bündel weitergibt. Über die beiden Schenkel werden die Papillarmuskeln erreicht und schließlich durch die Purkinje'schen Fäden alle anderen Muskelzellen der Herzkammern.

Das übergeordnete, primäre Reizbildungszentrum wird von dem Sinusknoten gebildet. Er bestimmt die Frequenz der Reizpotentiale, die über den weiten Bereich von normalerweise 55-200 Reizen/Minute variabel ist und von vielen Faktoren wie physischer und psychischer Belastung bzw. Entspannung, von Krankheit und pharmakologischer wirkung beeinflußt wird. Fällt der Sinusknoten als Reizbildungszentrum aus, oder werden auf den Atrioventrikularknoten keine Potentiale mehr übertragen, so vermag der A.V.-Knoten als sekundäres Reizbildungszentrum zu arbeiten. Seine Reizfrequenz liegt grundsätzlich unter der des Sinusknotens, auch ist die Variabilität der Reizfrequenz erheblich eingeschränkt. Ist auch der A.V.-Knoten ausgefallen, so ist jede Zelle des Reizleitungssystems in der Lage, als sogenanntes tertiäres Reizbildungszentrum Potentiale zu erzeugen. Die Frequenz ist dabei wiederum niedriger und liegt zwischen 25 und 40 Impulsen/Minute.

Die Reizbarkeit des Herzmuskels ist gekennzeichnet durch

das "Alles- oder Nichts-Prinzip" (d.h. jeder über dem Schwellenwert liegende Reiz ruft eine maximale Kontraktion hervor) und durch die absolute und relative Refraktärperiode. Ein in die absolute Refraktärzeit fallender Reiz löst keinerlei Wirkung aus, einer, der in die relative Refraktärzeit fällt, wird verzögert weitergeleitet.

C. Störungen der Erregungsbildung.

Entsprechend der Fähigkeit des Herzmuskels zu polytoper Erregungsbildung manifestieren sich Störungen des Reizbildungssystems in vielerlei Formen.

Sinustachykardie, Sinusbradykardie und Sinusarrhythmie imponieren durch abnorme Schlagfolge, wobei aber die Koordination von Vorhöfen und Herzkammern gewahrt ist, während bei ventrikulären Extrasystolen und ventrikulären paroxysmalen Tachykardien neben der Störung von Frequenz und Rhythmus auch die Synchronisation zwischen den beiden Herzabschnitten aufgehoben ist. Es resultiert eine verringerte diastolische Füllung der Ventrikel, was in einer deutlichen Abnahme des Herz-Minuten-Volumens zum Ausdruck kommt. Eine Stellung zwischen diesen beiden Gruppen nehmen gewissermaßen die supraventrikulären Extrasystolen und die supraventrikulären paroxysmalen Tachykardien ein. Die zeitliche Aufeinanderfolge von Vorhof- und Kammerkontraktion ist zwar meist erhalten, jedoch typischerweise derart verkürzt, daß auch hier ein ungenügendes hämodynamisches Ergebnis die Folge ist. Beim Vorhof- bzw. Kammer-

flattern und -Flimmern schließlich folgen die über die Muskulatur laufenden Erregungswellen so schnell aufeinander, daß eine wirksame Kontraktion unmöglich wird. Besonders das Kammerflimmern wirkt sich hämodynamisch wie ein Herzstillstand aus.

D. Leitungsstörungen.

Erregungsleitung und Erregbarkeit sind aufs engste miteinander verknüpft. Die Zusammenhänge gehen aus Untersuchungen von Schellong gut hervor. Er benützte die Anstiegshöhe und die Anstiegszeit der monophasischen Aktionsstromkurve vom Herzstreifenpräparat als Maß für die Stärke der Erregung und die Geschwindigkeit ihres Fortschreitens, und konnte zeigen, daß die Erregung in einer geschädigten Muskelzone herabgesetzt wird und gleichzeitig langsamer verläuft.

Das von Schellong entworfene Schema der Abb. 1 wurde von ihm wie folgt kommentiert: "Eine Muskelfaser a soll im Moment 1 erregt werden; die Erregung habe eine Anstiegsgeschwindigkeit, die durch die aufsteigende Linie der Stromkurve a-h ausgedrückt wird; r zeigt diejenige Höhe der Erregung an, die für das benachbarte Muskelelement b zum Reiz wird; dieses tritt somit im Zeitpunkt 2 in Tätigkeit. Da die Erregung hier wieder die gleiche Anstiegsgeschwindigkeit besitzt, wird die Muskelzelle c im Moment 3 ergriffen werden." Tritt nun die Erregung in eine Fasergruppe mit herabgesetzter Erregbarkeit ein (a'), so zeigt der

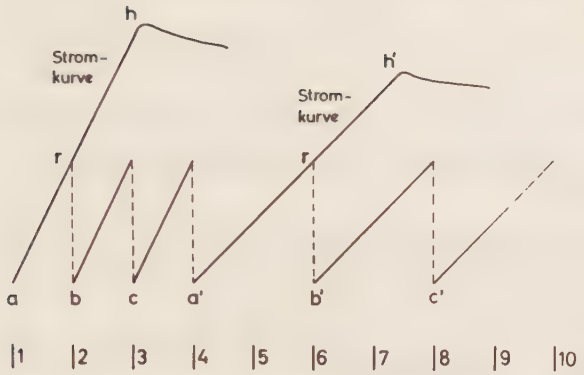

Abb. 1. Schematische Darstellung des Zusammenhanges zwischen Anstiegsgeschwindigkeit, Erregbarkeit und Leitungsgeschwindigkeit der Erregung bei normalem (h) und geschädigtem Myokard (h'). Zeitmarkierung auf der Abszisse (nach Schellong).

Aktionsstrom (a'-h') einen langsameren Anstieg. Die als Reiz wirkende Erregungsgröße r wird deshalb später erreicht und so das Muskelelement b' auch später erregt. Daraus folgt eine langsamere Erregungsleitung im ganzen geschädigten Bezirk (a'-c') (45).

Leitungsstörungen treten immer auf, wenn

a) die Leitungsfähigkeit herabgesetzt ist - sei dies durch eine Schädigung des Gewebes (z.B. Hypoxydose), durch nervösen Einfluß (z.B. erhöhten Vagotonus) oder durch pharmakologische Wirkung (z.B. Digitalis), oder wenn
b) die Leitung eine übermäßige Beanspruchung erfährt, die zu einer Ermüdung bzw. zu einer Verlängerung der Refraktärphase führt (21).

Grundsätzlich können sich Leitungsstörungen an jedem Ort des Myokards einstellen; betreffen sie das spezifische Muskelsystem des Herzens, das die verschiedenen Abschnitte miteinander verbindet, spricht man von Überleitungsstörungen. Topographisch sind dabei folgende Abschnitte zu unterscheiden:

1) die sinu-aurikulären Überleitungsstörungen
2) die intra-atrialen Leitungsstörungen
3) die atrio-ventrikulären Überleitungsstörungen (a-v-Block 1. bis 3. Grades)
4) die Leitungsstörungen in den Tawara-Schenkeln (Schenkelblock) und in den Purkinje'schen Fasern (Verzweigungsblock).

E. Herzblock.

Erfassen die Überleitungsstörungen das System der atrioventrikulären Überleitung, so bewirken sie eine besonders ausgeprägte Störung der Koordination der einzelnen Herzabschnitte, es resultiert ein Herzblock. Nach seinem Grad kann eingeteilt werden in (siehe auch Abb. 2):

Block 1. Grades = Leitungsverlängerung der a-v-Überleitung ohne (Überleitungs-) Ausfall.

Block 2. Grades = a) einzelne Überleitungsausfälle mit Wenckebach'scher Periodik (Abb. 2, Block 2. Grades Typus I),

b) einzelne Überleitungsausfälle bei fixierter a-v-Überleitungszeit (Abb.

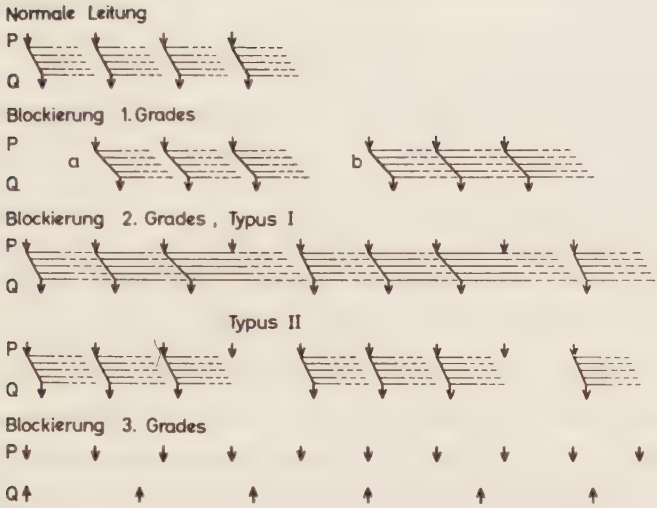

Abb. 2. Schematische Darstellung der Blockierungsgrade mit Berücksichtigung des Verhaltens der Refraktärperiode (absolute ═══, relative ≡≡≡).
1. und 2. Grad = unvollständiger Block. Die Dauer der Refraktärperiode des Überleitungssystems kann beim Block 1. Grades als Mechanismus b ursächlich sein und spielt beim Block 2. Grades Typus I eine ausschlaggebende Rolle. Die anderen Blockformen beruhen auf einer Herabsetzung oder Aufhebung der Leitfähigkeit (nach Holzmann) (22).

2, Block 2. Grades Typus II),

c) fixiertes, rhythmisches Blockierungsverhältnis, wie 2:1 und 3:1 a-v-Block,

d) aufeinanderfallende Überleitungsausfälle bzw. subtotaler a-v-Block.

Block 3. Grades = völlige Unterbrechung der a-v-Überleitung, totaler Block.

F. Morgagni-Adams-Stokes-Syndrom.

Die Folge einer akuten, lebensbedrohlichen Abnahme des Herz-Minuten-Volumens, die bis zum völligen Stillstand der Blutzirkulation führen kann, ist das Morgagni-Adams-Stokes'sche Syndrom. Dabei handelt es sich um einzelne bis gehäuft auftretende Anfälle von wenigen Sekunden bis zu mehrminütiger Dauer, deren Symptome in zeitlicher Aufeinanderfolge sind: Schwindelgefühl, Schwarzwerden vor den Augen, Bewußtseinsverlust, Leichenblässe, Krämpfe ohne deutlich klonischen Charakter, unwillkürlicher Stuhl- und Urinabgang, Aussetzen der Atmung und Entwicklung einer tiefen Cyanose. Die Sehnenreflexe werden zunehmend schwächer, ohne ganz zu verschwinden, die Pupillen erweitern sich.

Ursache dieses Symptomenkomplexes ist eine akute Herzfunktionsstörung, die folgende Formen haben kann:

1.) die pankardiale oder totale Form mit Aufhebung der Sinustätigkeit oder der sinu-aurikulären Überleitung, die zum gesamten Herzstillstand führt.
2.) die ventrikuläre Form. Zu unterscheiden bleibt hierbei:
    a) die asystolische oder bradykarde Form mit Kammerstillstand oder ungenügender Kammerfrequenz,
    b) die tachykarde Form mit hämodynamisch ungenügender Kammertätigkeit infolge von frequenten Kammertachykardien, Kammerflattern oder -flimmern,
    c) eine Mischform, bei der sich asystolische (oder bradykarde) und tachykarde Phasen ablösen.

Die Anfälle kommen am häufigsten bei rheumatischen und arteriosklerotischen Herzmuskelveränderungen vor; Überleitungsstörungen im anfallsfreien Intervall sind wichtige diagnostische Hinweise. Ohne äußerlich erkennbare Ursache treten die Anfälle plötzlich auf und nach ihrer Beendigung stellt sich die vorhergehende Herztätigkeit sogleich wieder ein, sofern ein geregelter Reizbildungsautomatismus rechtzeitig genug anspringt, um die Gefahr des letalen Ausganges zu bannen (23).

Die Häufigkeit arteriosklerotischer und rheumatischer Myokardschäden, das Auftreten der Anfälle ohne vorhergehende und somit warnende Symptome, die Geschwindigkeit des Geschehens, das sofortige ärztliche Intervention erfordert und der nicht seltene Exitus im Anfall sind die Kriterien seiner praktischen Bedeutung.

Besonders die schweren Formen des Herzblocks und das Morgagni-Adams-Stokes'sche Syndrom stellten dem Arzt früher das oft unlösbare Problem, das Leben des Patienten zu sichern, bzw. es in der akuten Notsituation zu retten.
Es ist daher ein einfacher und einleuchtender Gedankengang, zu versuchen, durch künstliche elektrische Impulse, die dem Herzen von außen zugeführt werden, das defekte oder versagende Reizbildungs- und Reizleitungssystem zu ersetzen.

II. HISTORIE.

A. Generatoren.

Die Geschichte der elektrischen Herzstimulierung beginnt im Jahre 1929 mit Gould, von dem Hyman berichtet, daß er das asystolische Herz eines Kindes durch wiederholte, kurze Stromstöße über eine perkutan direkt in das Myokard eingeführte Nadelelektrode reaktivierte (24,17). Hyman selbst, davon angeregt, führte die ersten Tierexperimente durch (24,25). Jedoch, das Interesse an diesen Dingen war offensichtlich so gering, daß erst 1950 neuerliche Versuche von Callaghan und Bigelow unternommen wurden (3,5); sie bedienten sich der elektrischen Herzreizung bei Operationen in Hypothermie, um die Gefahr des Kammerflimmerns zu bannen und gleichzeitig ein ausreichendes HMV sicherzustellen. Schließlich verhalf Zoll 1952 der elektrischen Herzstimulierung zum entgültigen Durchbruch (59).

Zoll verwandte damals einen Impulsgenerator variabler Stimulierungsfrequenz und -Spannung, dessen Elektroden praekardial der Haut aufgelegt wurden. So erfolgreich diese Methode war, sie hatte den Nachteil von schmerzhaften Kontraktionen der Thoraxmuskulatur und von Hautveränderungen, die bis zu Verbrennungen reichten, war also nur für kurzfristige Stimulierung geeignet - die längste Zeitspanne, innerhalb welcher ein derartiger Schrittmacher angewendet wurde, betrug 16 Tage (39).

Die weitere Entwicklung verlief sehr stürmisch und ist hauptsächlich verbunden mit den Namen Lillehei (55), Weirich (56), Elmqvist und Senning (12). Besonders Lillehei und Weirich wurden durch die therapeutische Problematik von Patienten, bei denen im Anschluß und als Folge von chirurgisch revidierten Herzfehlern Blockbilder auftraten, in die Richtung der Schrittmachertechnik geleitet.

Waren die ersten Geräte nur in der Lage, der Notsituation des kardialen Stillstandes zu begegnen, wurden nun Generatoren für langdauernde Stimulierung konstruiert, deren Anwendungsgebiet der Herzblock und das Adams-Stokes-Syndrom waren. Diese batteriegespeisten Modelle wurden von den Patienten an einem Schulterhalfter getragen, und ihre Elektroden führten perkutan zum Herzen, wo sie auf das Myokard des rechten Ventrikels aufgesteppt waren (55,56,12). Häufige Infektionen entlang des Elektrodenkanals und die Gefahr der Beschädigung der extracorporal gelegenen Kabelteile und des Generators führten zur zweiten Schrittmacher-Generation: zu voll implantierbaren Geräten, zuerst entwickelt von Senning und Elmqvist (13), Chardack et al. (10) und von Zoll und Mitarbeitern (60).

Auch diese Generatoren bezogen ihre Energie aus kleinen Quecksilberbatterien, die natürlich nur eine begrenzte Lebensdauer haben; sie lag anfangs bei 1 bis höchstens 3 Jahren. Nach ihrer Erschöpfung muß der Generatorteil komplett ausgewechselt werden, die Elektroden verbleiben in situ

und werden nur umgesteckt. Verschiedene Wege, dieses Handicap zu umgehen, wurden eingeschlagen:

1.) Energieübertragung durch Induktion.
Dabei verbleibt der Generatorteil extracorporal, ist also leicht zugänglich, auswechselbar oder wiederaufladbar, und überträgt seine Impulsenergie zur Stimulierung drahtlos, auf induktivem Wege auf die Reizelektroden (31,20,57). Vorkämpfer auf diesem Gebiet waren Glenn (18) und Lightwood (1) und deren Mitarbeiter.
Diese Methode wurde von Pozzi et al. noch insofern verfeinert, als die Sekundärwicklung zum Empfang der Reizimpulse mit den nadelförmigen Elektroden auf einer Platte zu einer Einheit zusammengefaßt wurde und so als Ganzes direkt auf das Ventrikelmyokard aufgenäht wurde (6).

2.) Biologische Energiegewinnung.
Unter Ausnützung des Piezo-elektrischen Effektes gelang es Parsonnet et al., aus der elastischen Expansion der Aorta während der Systole, durch Anbringen eines entsprechenden Keramikkörpers, elektrische Potentiale zu gewinnen, deren Energie zur Ventrikelstimulation genützt wird (37,38).

3.) Wiederaufladbare Generatoren.
Ein voll implantierbarer Schrittmacher enthält Batterien, die auf induktivem Wege wiederaufladbar sind; dazu genügen wenige Minuten täglich, und der hierfür erforderliche Elektromagnet ist leicht transportabel

und an jede Stromquelle anschließbar, konstruiert und erprobt von Silver und Mitarbeitern (48).

Erwähnt sei noch ein von Zacouto et al. entwickeltes Gerät: Ein von der R-Zacke des EKG's gesteuerter, extracorporaler Generator schaltet auf induktivem Wege den eigentlichen Schrittmacher während Spontanaktionen bei Patienten mit intermittierendem Block aus; dadurch resultiert eine längere Lebensdauer des Gerätes, außerdem werden Interferrenzerscheinungen des Schrittmachers mit dem Eigenrhythmus ausgeschlossen (53). Auch ein Modell von Lemberg, Castellanos und Berkovits arbeitet nach diesem Prinzip; es ist zudem voll implantierbar (29,30).

Die bisher erwähnten Schrittmachertypen haben eines gemeinsam, nämlich die konstante, starre Reizfrequenz. Die Mehrzahl der Modelle wird schon im Herstellerwerk auf einen bestimmten Wert, meist um 70/Minute, eingestellt; bei dem von Chardack entwickelten Gerät ("Medtronic") kann der Chirurg kurz vor der Implantierung durch Drehen einer Schraube einen individuellen Wert wählen, dessen Veränderung auch später noch durch perkutane Punktion in Lokalanästhesie möglich ist, schließlich besitzt ein holländisches Modell ("Vitatron") die Einrichtung von 2 verschiedenen Frequenzen (70 und 95/Minute), die durch einen kleinen Magnet von außen wechselnd geschaltet werden können (siehe auch Tab. 1, S.17).

Die Anpassung des HMV an den jeweiligen Belastungsgrad ist

also bei all diesen frequenzstarren Generatoren durch die Spanne der möglichen Veränderung des Schlagvolumens begrenzt, und erfolgt nicht, wie es physiologisch in erster Linie der Fall ist, durch Veränderung der Schlagfolge. Da aber das Charakteristikum des Herzblocks gewöhnlich nicht der Ausfall des primären Reizbildungszentrums, vielmehr die Insuffizienz des Leitungssystems zwischen jenem und den peripheren Herzabschnitten ist, lag es nahe, diese natürliche, unterbrochene Verbindung wiederherzustellen, kurz, einen synchronisierten Schrittmacher zu entwickeln, ein Gerät, das von Vorhofserregungen gesteuerte Reizimpulse an die Ventrikel abgibt.

Die ersten Publikationen von Stephenson, Jolly et al. darüber datieren von 1959 (50,35) und schon 1962 wurde der erste synchronisierte Generator von Nathan und Mitarbeitern implantiert (33). Dieses Gerät war nicht größer als die bisherigen und besaß drei Elektroden: Eine, die die Vorhofpotentiale abgriff und zwei Reizelektroden, die auf den rechten Ventrikel aufgesteppt wurden (davon war eine als Reserve im Falle der Leitungsunterbrechung bei der anderen gedacht). Es gestattete eine vollkommen physiologisch koordinierte Aktion von Vorhöfen und Ventrikeln und paßte sich in der Schlagfolge dem jeweiligen Bedarf an.

B. Elektroden.

Ebenso wie bei der Konstruktion der Impulsgeneratoren unterschiedliche Möglichkeiten und Systeme verwirklicht

wurden, erfolgte auch bei der Gestaltung der Reizelektroden eine Differenzierung. Als Material bewährten sich hochkorrosionsbeständiger Edelstahl und besonders Platin. 5 Arten wurden bisher entwickelt:

1.) Nadelelektroden zur perkutanen Ventrikelpunktion, wie sie schon von Gould und Hyman verwendet wurden (24,25). Auch heute werden sie nur in Notsituationen benützt (42).
2.) Externe Plattenelektroden, die praekardial der Brustwand angelegt werden (59). Anwendungsgebiet ist die Wiederbelebung im Falle des kardialen Stillstandes, die Defibrillierung bei Kammerflattern bzw. -Flimmern und die kurzfristige Herzstimulierung.
3.) Plättchenförmige (46), nadel- oder stiftförmige (60, 6,11) und spiralige Elektroden (11,8), die nach Thorakotomie direkt auf dem Myokard, bzw. in ihm versenkt, fixiert werden; zur langdauernden Stimulierung des Herzens.
4.) Transvenös eingeführte, intraventrikuläre, unipolare Elektroden (14,44). Sie wurden zur kurz- und langfristigen Stimulierung von Furman et al. 1961 klinisch eingeführt (15), nachdem sie schon 1951 Callaghan und Bigelow experimentell bei Hunden gebraucht hatten (5).
5.) Bipolare Katheterelektroden, die zur kurz- und mittelfristigen Anwendung transvenös in den rechten Ventrikel eingeführt werden (19).

C. Heutige Situation.

Man sieht, die Methoden zur Überwindung der Probleme bei der elektrischen Herzstimulierung mit Schrittmachern sind vielfältig und bis heute dürften weit über 15 000 Geräte implantiert worden sein. Die wichtigsten technischen Daten der verbreitetsten Typen sind in Tabelle 1 wiedergegeben.

Diejenige Generator-Elektroden-Kombination, die in neuerer Zeit wohl am häufigsten zur Anwendung kam, ist der vollimplantierbare, batteriebetriebene Schrittmacher starrer Frequenz mit transvenös eingeführter, intraventrikulärer, unipolarer Elektrode (26,27).

Fabrikat (AUTOR)	Größe cm (Gewicht g)	Spannung Volt	Stromstärke mAmp.	Impulszeit msec.	Impulsfrequenz /Minute	Elektroden (Material)	Lebensdauer Jahre	Besonderheiten
Elektrodyne TR 14 (ZOLL)	6,5/5,0/2,0 (176)	7,5	15	2,0	70	bipolar (Stahl/ Gold)	3 - 5	voll implantierbar
Medtronic (CHARDACK)	6,3 Ø / 2,5 (140)	5,0	0 - 5 variabel	1,6	40 - 100 variabel	unipolar (Platin/ Iridium)	um 3	Änderg.d.Frequenz u.Stromst. d.perkutane Punktion
Elema-Schönander EM 139	6,2 Ø / 2,2 (130)	über 6	9	2-2,5	70	unipolar (Stahl/ Platin)	2 - 3	transvenös einführbare,intraventr. Elektrode
Vitatron MIP 100	8,0/5,0/2,2 (155)	6,5	15	2,0	70 / 95	unipolar (Platin/ Iridium)	3 - 5	2 Frequenzen von außen durch Magnet schaltbar
Cordis Atricor (NATHAN)	5,7 Ø / 2,4 (140)	6,5	6 - 10	2,0	60 - 125 synchron	unipolar (Stahl/ Platin)	um 2	Reizimpulse durch Vorhoferregungen gesteuert
Airborne (GLENN)	8,9/7,8/2,0 (185)	3 - 18	11-60	1,0	45 - 120 variabel	bipolar (Elgiloy =Co+Ni)	Batteriewechsel alle 10 d	extracorp.Generator mit indukt. Energieübertrag.
General Electric (KANTROWITZ)	6,0/5,0/2,0 (140)	3,8	25	1,7-2,0	70 - 120 variabel	bipolar (Stahl/ Silber)	um 4	indukt. Frequenzänderg.d.extracorp. Zusatzgerät
Hycon (SILVER)	7,0 Ø / 2,2 (192)	3,2	3,5	2,0	72	unipolar (Platin/ Iridium)	25 - 30 bei tägl. Aufladung	voll implantierbarer induktiv aufladb.Generator

Tab. 1. Technische Daten der verbreitetsten Schrittmachertypen.

III. FRAGESTELLUNG.

Der fortschrittlichste Generator ist zweifelsohne der vorhofgesteuerte Schrittmacher. Er gewährleistet eine in jeder Situation normale, physiologische Herzaktion und setzt der körperlichen Belastbarkeit des Trägers praktisch keine Grenzen. Seine Kombination mit transvenösen, intrakardialen Elektroden, die den Vorzug der einfachen, unbelastenden Applikation und der geringen Störanfälligkeit besitzen, war bislang jedoch nicht möglich, da das Problem der Fixierung einer intrakardialen Vorhofsonde ungelöst blieb. Daher war die Vorbedingung zu seiner Anwendung die Thorakotomie, die einem beträchtlichen Teil aller Schrittmacherpatienten von vornherein nicht zugemutet werden kann, und die auch für die verbleibende Gruppe ein echtes Risiko darstellt.

Im Folgenden sei über eine Methode berichtet, transvenöse, intrakardiale Vorhofelektroden durch Magnetkraft zu fixieren und so die Thorakotomie bei der Anwendung eines vorhofgesteuerten Impulsgenerators zu umgehen.

Die Versuche zur Klärung der dabei auftretenden Probleme lassen sich in 3 Gruppen unterteilen:

Erstens mußten die technischen und physiologischen Voraussetzungen der magnetischen Koppelung zwischen einem extrakorporalen Magneten und einem ebenfalls magnetischen, intraatrialen Elektrodenkopf geprüft werden.

Zweitens war festzustellen, in welcher Größenordnung die dabei aufgreifbaren P-Potentiale liegen und welchen Einflüssen sie unterworfen sind.

Drittens war die Zeitspanne zu ermitteln, innerhalb welcher eine bindegewebige Verwachsung der Sonde mit dem Vorhofendokard erfolgte.

IV. MATERIAL.

A. Magnete.

Die gegenseitige Anziehungskraft zweier ungleichnamiger Magnetpole ergibt sich aus dem 2. Coulomb'schen Gesetz (Formel 1). Es lautet:

$$K = \frac{1}{4\pi\mu\mu_0} \cdot \frac{P_1 \cdot P_2}{r^2} \qquad \text{(F. 1)}$$

Dabei kann in diesem Falle die Stoffkonstante μ von menschlichem Gewebe unberücksichtigt bleiben, da sie keine nennenswerte Änderung des Magnetfeldes bewirkt. Die Anziehungskraft K ist also eine Funktion aus dem Produkt der Polstärken P_1 und P_2, die proportional dem Quadrat deren Abstandes r abnimmt.

An der Leiche wurde der Abstand zwischen vorderer Brustwand und dem Endokard des rechten Vorhofes ermittelt (siehe Tabelle 2); die Werte lagen zwischen 5,5 und 9 cm. Aus dem zu erwartenden Gewicht des Elektrodenkopfes von ungefähr 2 g ergab sich somit als Forderung an die Polstärke des äußeren Magneten, ein Feld aufzubauen, das in der Lage ist, die am Elektrodenkopf angreifende Schwerkraft über derartige Entfernungen hinweg zumindest aufzuheben. Die technischen Konsequenzen bei der praktischen Anwendung von Elektromagneten dieser Leistungsgröße sind folgende:

1. benötigen sie eine risikolos sichere Starkstromzulei-

SEKTIONS NR.	485/65	490/65	494/65	499/65	504/65	507/65	509/65	518/65	524/65	531/65
GESCHLECHT	weibl.	männl.	männl.	männl.	männl.	weibl.	weibl.	männl.	weibl.	männl.
ALTER	62 J.	49 J.	43 J.	31 J.	66 J.	61 J.	42 J.	72 J.	55 J.	69 J.
KONSTITUTIONS-TYP	pykn.	asthen.	athlet.	asthen.	asthen.	asthen.	athlet.	pykn.	pykn.	athlet.
ERNÄHRUNGS-ZUSTAND	über-mäßig	herab-gesetzt	über-mäßig	herab-gesetzt	normal	normal	herab-gesetzt	über-mäßig	über-mäßig	normal
GRÖSSE	153 cm	171 cm	172 cm	168 cm	177 cm	161 cm	160 cm	173 cm	159 cm	182 cm
GEWICHT	80 kg	59 kg	90 kg	64 kg	78 kg	62 kg	59 kg	98 kg	86 kg	81 kg
CUTIS-VORHOFENDOKARD	9 cm	6 cm	7 cm	6 cm	5,5 cm	6 cm	6 cm	7 cm	7,5 cm	5,5 cm

Tab. 2. Ermittlung der Entfernung zwischen Cutis und Vorhofendokard an der Leiche.

tung,

2. liegt ihr Gewicht bei mindestens 30 kg, sie erfordern also eine stabile Halterungsmechanik,
3. entwickeln Elektromagneten im Dauerbetrieb erhebliche Temperaturen. Da der Magnet der Brustwand aber direkt anliegen muß, um die ohnehin nicht geringe Entfernung zwischen ihm und dem intraatrialen Elektrodenkopf so klein als möglich zu halten, wäre ein zusätzliches Kühlaggregat zu installieren, was die Handlichkeit des ganzen Systems weiter vermindern würde.

Die Wahl fiel daher auf Permanentmagneten der Legierung Oerstit 500 (chemische Zusammensetzung: Al 8%, Ni 15%, Co 24%, Cu 3%, Fe 50%), deren magnetische Kriterien (große Polstärke bei hoher Stabilität gegenüber entmagnetisierenden Einflüssen) besonders günstig erschienen.+

Magnetismus tritt bekanntlich nur in Gestalt magnetischer Dipole mit gleich starkem positivem und negativem Pol auf, deren Vektoren entgegengesetzte Richtung haben, sich also teilweise oder ganz, je nach Lage des Einwirkungsortes zu den beiden Magnetpolen, aufheben. Daraus ergibt sich, daß es für die Wirkung eines Magneten nicht nur auf seine Polstärke P ankommen kann, sondern daß dabei auch der Ab-

---

+ Alle magnetischen und antikorrosiven Materialien wurden von der Deutsche-Edelstahl-Werke-AG, Dortmund, großzügigerweise zur Verfügung gestellt.

stand 1 der Pole wesentlich beteiligt ist. Dieses magnetische Moment eines magnetischen Dipols ist definiert als das Produkt aus Polstärke und Polabstand (Formel 2).

$$M = P \cdot l \qquad (F.\ 2)$$

Um eine möglichst große Wirkung eines Magneten gegebener Polstärke zu erzielen, ist es also notwendig, den Polabstand des Magneten so groß wie möglich zu gestalten. Als extracorporaler Magnet wurde deshalb ein zylindrischer von 37 cm Höhe und 6 cm Durchmesser, bei einem Gewicht von 7,64 kg, verwendet. Der kleine Magnet der Vorhofelektrode hat die Maße 11 mm Höhe, 4 mm Durchmesser und ein Gewicht von 1,01 g.

B. Elektroden.

Da der Magnet des intraatrialen Elektrodenkopfes anfangs frei von Blut umströmt, später von Bindegewebe umgeben ist, war es nötig, ihn vor korrosiven Einflüssen zu schützen. Versuche, ihn galvanisch mit einer Schicht Platin, Rhodium oder Gold zu überziehen, schlugen fehl, da seine Oberfläche aus fertigungstechnischen Gründen (Sinterung) nicht homogen genug gestaltet werden kann, um ein späteres Abblättern der Edelmetallschichten zu verhindern. Für ihn wurde deshalb eine Kapsel aus hochkorrosionsbeständigem Edelstahl Remanit HC (4811) entwickelt (chem. Zusammensetzung: C < 0,03 %, Si < 0,12 %, Mn 15,5 %, Fe < 3 %, Rest Ni). Dieses Material hat sich zur Herstellung

von Knochenmarksnägeln bewährt und ist außerdem unmagnetisierbar - eine Voraussetzung, deren Fehlen eine wesentliche Verminderung der Feldstärke des kleinen Magneten zur Folge gehabt hätte. Gleichzeitig bot die Hülse die Gewähr einer risikolos sicheren Verbindung von Elektrodenkopf und Kabel, für welches das unipolare Elektrodenkabel von Elema-Schönander gewählt wurde (47). +

Die Kapsel selbst besteht aus einem Kopfstück und einem Endstück, die miteinander verschraubt werden. Das Kopfstück nimmt den Magnet auf, das Endstück ist mit einer

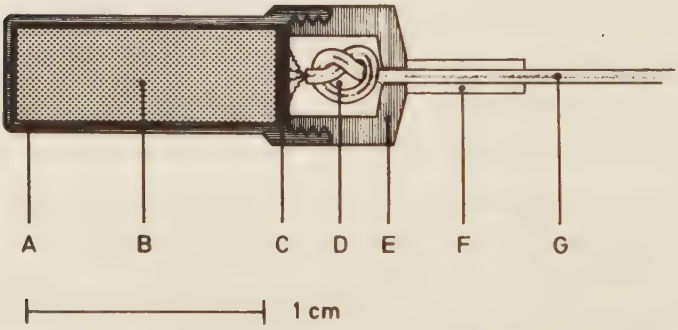

Abb. 3. Magnetische Vorhofelektrode, Längsschnitt.
A - Kopfstück der Kapsel
B - Magnet
C - Silberkontaktplatte (mit Kabel verlötet)
D - Kabelknoten
E - Endstück der Kapsel
F - Kabelüberwurfschlauch
G - Elektrodenkabel

+ Die Kapsel wurde entworfen und gefertigt von der Firma A. Stöckert, Chirurgische Instrumente, München.

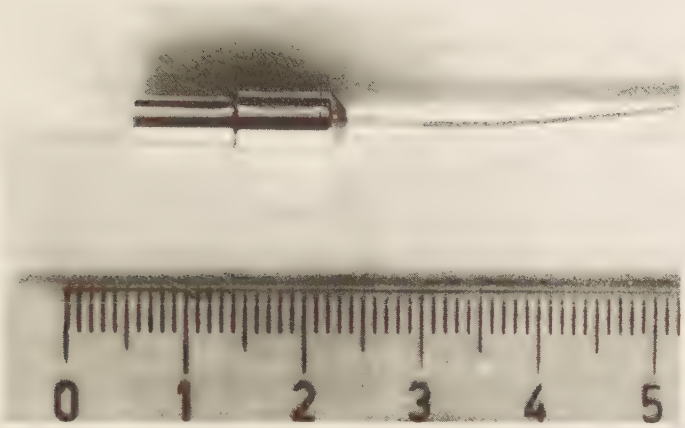

Abb. 4. Magnetische Vorhofelektrode.

axialen Bohrung zur Durchführung des Elektrodenkabels versehen, welches durch einen Knoten am Herausgleiten aus der Hülse gehindert wird. Die Stahldrähte des Kabels sind mit einer Silberplatte verlötet, die vom Endstück an den Magneten gepreßt wird; ein sicherer elektrischer Kontakt ist somit zwischen Kabel und Kapsel gegeben. Die Konstruktionszeichnung des magnetischen Elektrodenkopfes ist in Abb. 3 wiedergegeben, ein Originalbild zeigt die Abb. 4.

Technische Daten des magnetischen Elektrodenkopfes:

Länge :	17,0	mm
Durchmesser :	5,0 / 5,5	mm
Gewicht des Magneten :	1,01	g
Gewicht der Kapsel :	0,98	g
Gewicht des Kabel- und Kontaktmaterials im Elektrodenkopf :	0,28	g
Gesamtgewicht des Elektrodenkopfes :	2,27	g

Volumen des Elektrodenkopfes :	0,35	ccm
Auftrieb des Elektrodenkopfes in Blut :	0,37	g
Gewicht des Elektrodenkopfes in Blut :	1,90	g
Feldstärke des eingekapselten Magneten :	720,0	Oersted.

Als Reizelektrode wurde die intraventrikuläre, unipolare Elektrode von Elema-Schönander gewählt. Ihr Kopf besteht aus einem Platinzylinder von 9 mm Länge und 2,5 mm Durchmesser, das 1,5 m lange Kabel aus 4 Stahldrähten, die um eine Dacronseele gewickelt sind und durch einen Silikon-Schlauch isoliert werden (47) (siehe auch Abb.6, S.28).

C. Generator.

Als Impulsgenerator fand der vorhofgesteuerte Schrittmacher "Atricor synchronous pacer" (Cordis Corp., Miami, Florida, USA) Verwendung (36). In Größe (5,7 cm Durchmesser, 2,4 cm Dicke) und Gewicht (140 g) weicht er nicht vom Durchschnitt der im Handel befindlichen frequenzstarren Geräte ab (siehe auch Tab.1, S.17). Er wird von 5 Quecksilberbatterien von je 1,3 Volt Spannung gespeist, sodaß ein Gesamtpotential von 6,5 Volt zur Verfügung steht. Auch die Dauer der einzelnen Reizimpulse entspricht mit 1,8 bis 2,0 msec den Daten, die sich als am wirksamsten erwiesen haben (61). In seiner Standardausführung reichen Vorhofpotentiale bis herunter zur Größenordnung von 1 mVolt zur Steuerung aus (auf Wunsch liefert Cordis auch Generatoren, deren Empfindlichkeitsgrenze 0,5 bzw. 0,3 mVolt betragen). Als zusätzliche elektronische Elemente gegenüber konven-

tionellen Schrittmachern verfügt er über 3 weitere Schaltkreise:

1.) einen Verstärker, der die eingehenden Vorhofimpulse 300-fach verstärkt,

2.) einen Verzögerungskreis, der mit 0,16 sec das physiologische a-v-Intervall simuliert und

3.) einen Blockierungskreis zum Abfangen zu hoher Frequenzen bei extremer körperlicher Belastung, supraventrikulärer Tachykardie oder bei Vorhofflattern bzw. -Flimmern. Er blockiert die Beantwortung von Vorhofimpulsen, die das Doppelte seiner Grundfrequenz übersteigen im Verhältnis 2:1, bei 4-facher Überschreitung im Verhältnis 3:1 und Vorhoffrequenzen über 365/Minute im Verhältnis 4:1.

Die Abb. 5 zeigt eine schematisch Darstellung der Schaltung des Atricor-Schrittmachers.

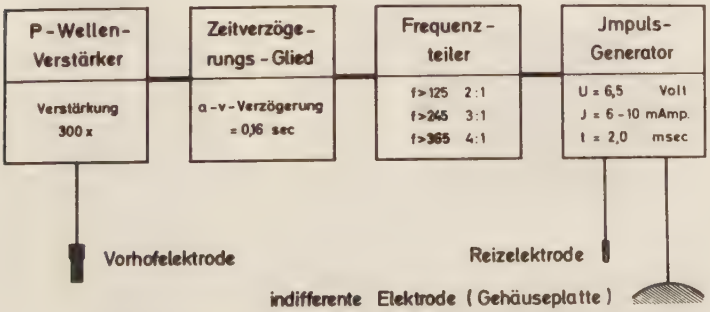

Abb. 5. Schaltschema des Atricor synchronous pacer.

Die Sicherheitsfrequenz des Gerätes liegt bei 60 Impulsen pro Minute, sodaß eine Stimulierungsfrequenz von 120 - 125 in keinem Falle überschritten werden kann. Faßt der Schrittmacher aus irgend einem Grunde keine Vorhofimpulse mehr auf, oder liegen die Potentiale unterhalb seiner Empfindlichkeitsgrenze, so stimuliert er mit Grundfrequenz weiter wie ein konventioneller Generator.

Da er im Original mit Chardack-Elektroden ausgerüstet ist (spiralige Platinelektroden - sie werden nach Thorakotomie direkt auf das Myokard des rechten Ventrikels genäht), die durch einen Systemstecker mit dem Generator verbunden werden, lieferte Cordis ein Anpassungsstück, in welches die hier verwendeten Elema-Schönander-Elektroden eingeführt und verschraubt werden können. Als indifferente Elektrode dient eine korrosionsfreie Edelstahlplatte, die in die Stirnseite des Gehäuses eingelassen ist (siehe Abb. 6).

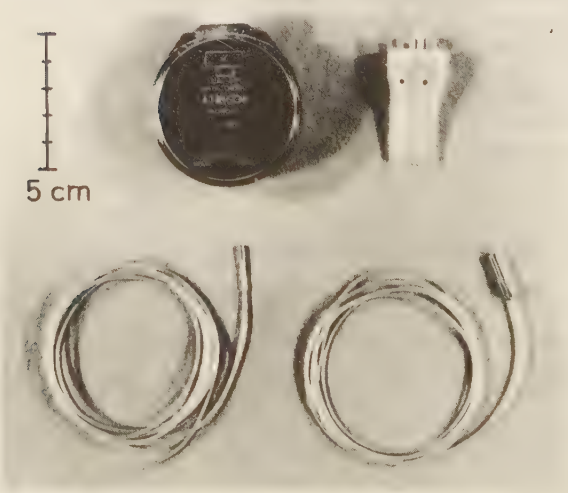

Abb. 6.
Atricor synchronous pacer mit Anpassungsstück (oben rechts), ventrikulärer Reizelektrode (unten links) und atrialer Magnetelektrode (unten rechts).

D. Magnet-Halterung.

Um den äußeren Magneten während der Einwachsdauer der Vorhofsonde in konstanter Lage zu halten, wurde ein Gestell aus Plexiglas entwickelt, das der vorderen Brustwand, durch Schulter- und Rückengurte fixiert, aufliegt und mit Gegengewichten entlastet werden kann (siehe Abb. 7).

Der Magnet wird dabei in 2 Führungsringen, verstellbar in der Höhe, durch Klemmschrauben festgehalten. Von den Führungsringen verlaufen jeweils 4 Stützen zu den Ecken einer Lederplatte, die, entsprechend geformt und auf der Unterseite gepolstert, der Brustwand aufliegt. Die Lederplatte,

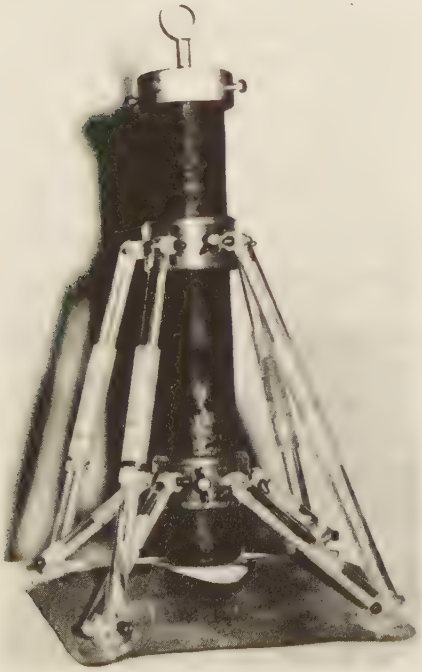

Abb. 7.
Tragegestell für extracorporalen Magneten.

die in der Mitte einen kreisförmigen Ausschnitt besitzt, um einen direkten Kontakt von Magnet und Brustwand zu ermöglichen, ist durch Lösen von 4 Verschraubungen auswechselbar, um einmal den hygienischen Forderungen bei wiederholtem Gebrauch der Halterung zu genügen, zweitens um bei der Formgebung den individuellen Maßen des Patienten Rechnung tragen zu können. Sämtliche von den Führungsringen ausgehende Stützen sind in der Länge verstellbar, so daß der Auflagewinkel des Magneten in jeder Richtung von der Senkrechten aus um etwa 15 Grad stufenlos verstellt werden kann. Als Ansatzpunkt der Gegengewichts-Züge wird auf den oberen Pol des Magneten eine Polkappe aus Messing (unmagnetisierbar) mit Öse aufgeschraubt.

Die technischen Daten des Gestells sind folgende:

Länge :	28	cm
Breite :	25 / 27	cm
Höhe :	30	cm
Gewicht :	1,14	kg
Gewicht mit Magnet und Polkappe :	9,23	kg

Es sind also Gegengewichte von etwa 9 kg zur Austarierung notwendig.

V. METHODIK.

A. Messungen am Modell.

Die gegenseitige Anziehungskraft zwischen dem extracorporalen Magnet und dem magnetischen Elektrodenkopf wurde durch folgende Versuchsanordnung ermittelt (siehe auch Abb. 8):
Auf der Waageschale einer Mikrowaage wurde eine Art Galgen befestigt, an dessen einem Ende die Vorhofelektrode hing und dessen anderes Ende durch entsprechende Gegengewichte entlastet war. Lotrecht unter dem Elektrodenkopf stand der große Magnet auf einer Plattform, die stufenlose Höhenverstellung ermöglichte. Das Kabel, an dem der magnetische Elektrodenkopf befestigt war, hatte eine Länge von 2,50 m, um störende Einflüsse der beiden Magnete auf die Mikrowaage zu verhindern. Gemessen wurde jeweils der Abstand vom oberen Pol des großen Magneten zur Spitze des Elektrodenkopfes und die dabei von der Mikrowaage registrierte magnetische Anziehung. Die derart ermittelten Werte gibt die Tabelle 3 wieder.

B. Untersuchungen am Tier.

Die Funktion des Systems aus synchronisiertem Impulsgenerator und intrakardialen Elektroden unter magnetischer Ankoppelung des atrialen Fühlers wurde zunächst in zwei akuten Versuchen am Hund erprobt.

Polentfernung (cm)	magnet. Anziehung (g)
38	0,03
35	0,06
30	0,09
25	0,12
20	0,21
15	0,46
12,5	0,72
10	1,27
9,5	1,43
9	1,61
8,5	1,82
8	2,09
7,5	2,41
7	2,80
6,5	3,20
6	3,81
5,5	4,57
5	5,55
4,5	6,82
4	8,42

Tab. 3.

Gegenseitige Anziehungskraft des extracorporalen Magneten und des magnetischen Elektrodenkopfes in Abhängigkeit von der Entfernung.

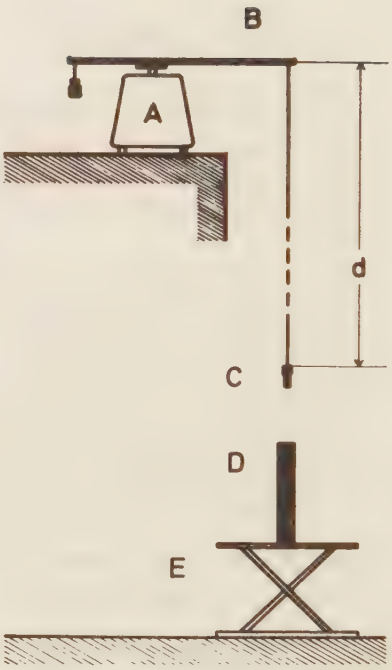

Abb. 8.

Versuchsanordnung zur Ermittlung der magnetischen Anziehung zwischen dem extracorporalen Magneten und dem magnetischen Elektrodenkopf.

A - Mikrowaage
B - Galgen mit Gegengewicht
C - magnetischer Elektrodenkopf
D - extracorporaler Magnet
E - Plattform mit stufenloser Höhenverstellung
d - Sicherheitsabstand von 2,50 m zur Ausschaltung magnetischer Einflüsse auf die Waage.

Bei Tieren von 10,5 und 11,5 kg Gewicht wurde nach Intubationsnarkose die Vorhofelektrode über die Vena jugularis interna dextra in den rechten Vorhof eingeführt. Nach Anlegen des großen Magneten praekardial an die Thoraxwand, wurden die unter magnetischem Wandkontakt abgegriffenen Vorhofpotentiale direkt über ein EKG-Gerät registriert. Sie bewegten sich in der Größenordnung von 2 - 3,5 mVolt, je nach Lage des Elektrodenkopfes zum Sinusknoten, in dessen Nähe die höchsten Werte ermittelt wurden.

Nach Thorakotomie im 4. ICR rechts, Eröffnung des Pericards und des rechten Atriums wurde dann durch Durchtrennung des His'schen Bündels ein totaler Herzblock induziert (49). Nach Verschluß des Vorhofes durch 3 Nähte wurde sodann der Atricor-Schrittmacher angeschlossen, wobei die Reizelektrode nicht transvenös in den rechten Ventrikel eingeführt, sondern provisorisch auf dem freiliegenden Ventrikelmyokard fixiert wurde. Es gelang in jedem Falle, die frei flottierende intraatriale Elektrode mit Hilfe des äußeren Magneten an die Vorhofwand heranzuziehen und dadurch eine synchronisierte Herzreizung zu erzielen. Der Abstand zwischen der Vorhofelektrode und dem äußeren Magneten betrug bei diesen ersten Versuchen etwa 5 cm, wenn dieser senkrecht der lateralen Thoraxwand anlag.

Die Abb. 9 zeigt links von dem Pfeil, der den Zeitpunkt des Anlegens des extracorporalen Magneten markiert, eine

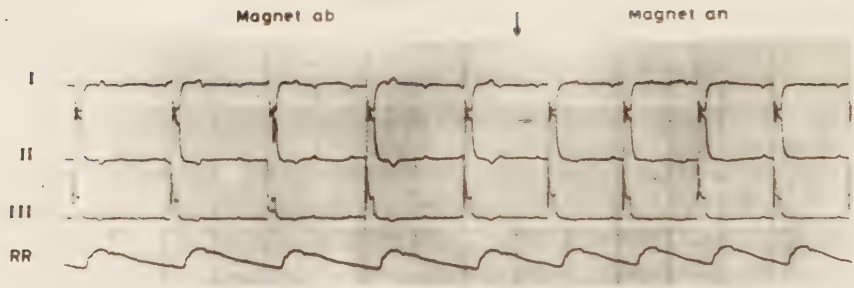

Abb. 9. Atricor-pacing mit und ohne magnetischen Wandkontakt der Vorhofelektrode (frequenzstarre Herzreizung - synchronisierte Herzreizung).

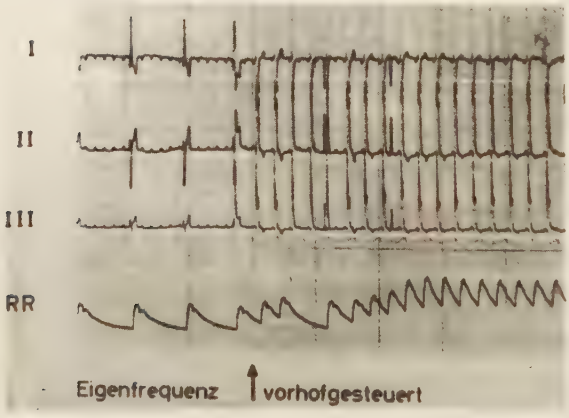

Abb. 10. Blutdruckveränderung beim Übergang von blockbedingtem Eigenrhythmus zu vorhofgesteuerter Herzreizung.

frequenzstarre Herzreizung des Atricor-Generators mit dessen Grundfrequenz bei totalem Herzblock (dabei für das Hundeherz relativ langsame Vorhofaktionen), rechts von dem Pfeil synchronisierte Herzreizung, die durch magnetischen Wandkontakt des atrialen Sensors ermöglicht wird. Die beim Übergang von einer langsamen, blockbedingten Eigenfrequenz zur synchronen Herzaktion resultierende Blutdrucksteigerung kommt in Abb. 10 gut zum Ausdruck. Hier

wurde der Schrittmacher erst nach magnetischer Ankoppelung der Vorhofelektrode eingeschaltet, was sofortige synchronisierte Herzstimulierung zur Folge hat.

Zur Feststellung der bis zur bindegewebigen Verwachsung zwischen Elektrodenkopf und Atriumwand erforderlichen Zeitspanne, wurde eine Serie von 8 Tierversuchen durchgeführt, deren Verlauf in den Tabellen 4/I u. II aufgezeichnet ist.

Bei Hunden zwischen 7 und 11,5 kg Gewicht wurde nach Intubationsnarkose, Thorakotomie im 4. ICR rechts und Freilegung des Herzens, eine durch die Vena jugularis interna dextra eingeführte Vorhofsonde chronisch implantiert. Die Fixierung erfolgte durch eine einfache, von außen durch die Vorhofwand geführte Ligatur. In Abweichung von der Originalelektrode besaßen die hier verwendeten Kopfstücke 5 Rillen, die ein Abrutschen aus der Nahtschlinge verhindern sollten, außerdem enthielten sie keinen Magnet (siehe auch Abb.15, S.47). Das Elektrodenkabel wurde von der Austrittstelle aus der Vena jug. int. dextra durch einen stumpf praeformierten, subcutanen Kanal lateral der Halswirbelsäule ausgeführt. Nach 4, 6, 7, 8, 13, 18, 27 und 44 Tagen wurde jeweils ein Tier geopfert, seziert und das Ergebnis des Einwachsvorganges fotografisch festgehalten.

Um zu ermitteln, ob und in welchem Maße die von der Vorhofsonde aufgegriffenen P-Potentiale während der Einwachs-

HUND NR.	I	II	III	IV
GEWICHT	9 kg	7,5 kg	8 kg	8,5 kg
OPERATIONS-VERLAUF	komplikationslos	komplikationslos	komplikationslos	komplikationlos
EXITUS	6 Tage p.Op. Rechtsherzvers.	44 Tage p.Op. unnatürlich	4 Tage p.Op. unnatürlich	8 Tage p.Op. unnatürlich
ELEKTRODEN-BEFUND	bindegewebig verwachsen	----	bindegewebig verwachsen	bindegewebig verwachsen
BESONDER-HEITEN	starke Thrombenbildung in V.cava sup. entlang des Elektrodenkabels (Vena hemiacygos war ligiert. (siehe auch Abb.16, S.47)	Elektrode hat sich aus Fixierung gelöst und ist in V. cava sup. 3 cm cran. der Einmündung in RA festgewachsen.	leichte Thrombenbildung auf Elektrodenkopf. (siehe auch Abb.15, S.47)	Thrombenbildung auf Elektrodenkopf.

Tab. 4/I. Versuchsreihe zur Feststellung der zur Einwachsung der atrialen Elektrode notwendigen Zeitspanne.

HUND NR.	V	VI	VII	VIII
GEWICHT	10 kg	14,5 kg	11,5 kg	11,5 kg
OPERATIONS-VERAUF	komplikationslos	komplikationslos	komplikationlos	komplikationslos
EXITUS	18 Tage p.Op. unnatürlich	27 Tage p.Op. unnatürlich	7 Tage p.Op. unnatürlich	13 Tage p.Op. unnatürlich
ELEKTRODEN-BEFUND	fest bindegewebig verwachsen	fest bindegewebig verwachsen	fest bindegewebig verwachsen	fest bindegewebig verwachsen
BESONDER-HEITEN	leichte Thrombenbildung auf Elektrodenkopf.	---- (siehe auch Abb.18, S.48)	---- (siehe auch Abb.17, S.48)	leichte Thrombenbildung in V.cava sup. entlang des Elektrodenkabels

Tab. 4/II. Versuchsreihe zur Feststellung der zur Einwachsung der atrialen Elektrode notwendigen Zeitspanne.

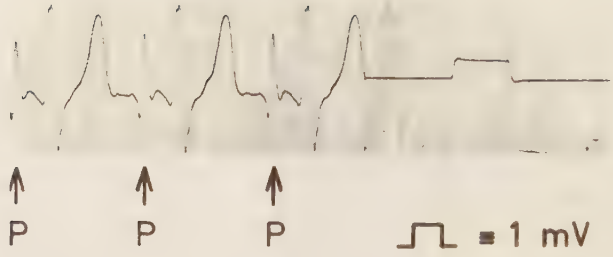

Abb. 11. Hund Nr. VII. P-Potentiale direkt p. Op.: 4 mVolt.

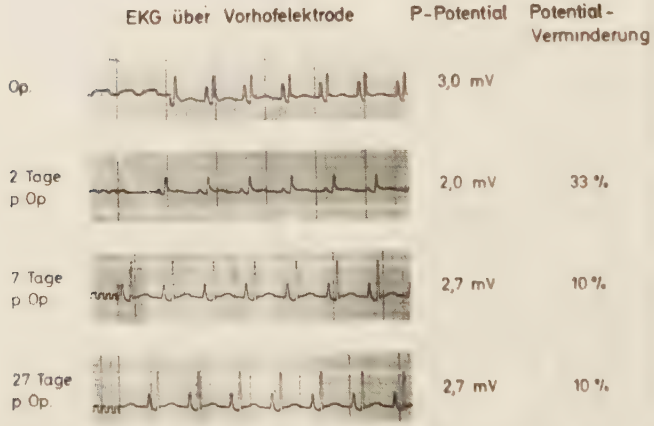

Abb. 12. P-Potential-Veränderung im Verlauf des Einwachsvorganges bei Hund Nr. VI. Alle Eichmarken entsprechen 1 mVolt.

zeit Veränderungen unterliegen, wurden bei den Hunden Nr. IV bis VIII nach der Implantierung der intraatrialen Elektrode wiederholt, im Abstand einiger Tage, Elektrokardiogramme aufgenommen und Messungen der P-Potentiale über die Sonde durchgeführt. Die dabei aufgezeichneten Werte enthält die Tabelle 5. P-Potentiale in Höhe von 4 mV

zeigt die Abb. 11; sie wurden bei Hund Nr. VII direkt nach Implantierung der Elektrode gemessen. Die Veränderungen der Vorhofpotentiale innerhalb von 27 Tagen sind in Abb. 12 am Beispiel des Hundes Nr. VI wiedergegeben.

C. Messungen an Patienten.

Die Bedingungen der synchronisierten Herzsztimulierung bei magnetisch fixierter Vorhofelektrode wurden am menschlichen Organismus bei 2 Patienten mit Herzblock akut untersucht.

In einem Falle wurde unter Intubationsnarkose, in dem anderen in Lokalanästhesie, die intraatriale Fühlersonde unter Bildwandlerkontrolle durch die Vena jugularis externa dextra in den rechten Vorhof eingeführt. Nach Anlegen des extracorporalen Magneten wurden die derart abgreifbaren P-Potentiale mit 1,2 bis 2,2 mVolt gemessen und sodann, nach Einführen einer transvenösen Reizelektrode (ebenfalls durch die Vena jugularis externa dextra) in den rechten Ventrikel, der Atricor-Generator zugeschaltet. Auch hier erfolgte synchronisierte Herzstimulierung.

HUND NR.		IV	V	VI	VII	VIII
P - POTENTIALE	direkt p.Op.	2,8 mV	1,2 mV	3,0 mV	4,0 mV	3,1 mV
	2-3 Tg.p.Op.	2,0 mV	0,7 mV	2,0 mV	3,1 mV	2,2 mV
	5-7 Tg.p.Op.	2,3 mV	0,8 mV	2,7 mV	3,5 mV	2,6 mV
	>7 Tg.p.Op.	2,3 mV	0,7 mV	2,7 mV	----	2,6 mV
P - POTENTIAL-ABNAHME		18 %	42 %	10 %	11 %	16 %

Tab. 5. P-Potentialveränderungen während der bindegewebigen Verwachsung der Vorhofelektrode.

VI. ERGEBNISSE.

A. Magnetische Koppelung.

1.) Der durchschnittliche Abstand von der vorderen Brustwand zum Endokard des rechten Vorhofes wurde an der Leiche mit 6,5 cm ermittelt. Die einzelnen Werte lagen zwischen 5,5 und 9 cm, wobei zu erwähnen ist, daß der mit Abstand höchste Wert, 9 cm, bei einer äußerst adipösen Frau gemessen wurde (siehe auch Tab.2, S.21).

2.) Die Anziehungskraft zwischen dem extracorporalen Magneten und dem magnetischen Elektrodenkopf über die zu erwartende, oben aufgeführte durchschnittliche Entfernung von 6,5 cm, beträgt 3,2 pond. Bis zu einem Abstand von 8,4 cm wird das Gewicht des intraatrialen Elektrodenkopfes von 1,90 g in Blut durch die Magnetkraft überwunden bzw. aufgehoben.

Die Abbildung 13 zeigt die Anziehungskraft zwischen den beiden Magneten in Abhängigkeit von ihrem Abstand. Das Diagramm basiert auf den mit Hilfe der oben beschriebenen Versuchsanordnung ermittelten Werten (siehe Tab.3, S.32 und Abb.8, S.32). Man ersieht, daß die Anziehungskraft (waagerecht schraffiert) im Bereich der ermittelten Entfernungen (senkrecht schraffiert) mit abnehmendem Abstand steil zunimmt. Ihre Größe übersteigt bei durchschnittlicher Entfernung von vorderer Brustwand zum Endokard des rechten Atriums

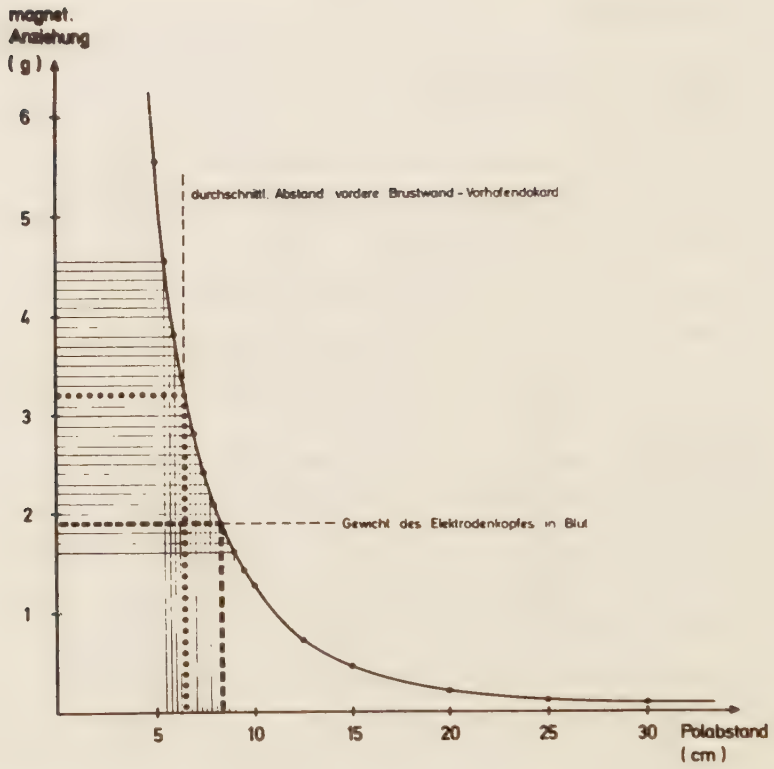

Abb. 13. Anziehungskraft zwischen magnetischer Vorhofelektrode und extracorporalem Magnet in Abhängigkeit ihres Abstandes.

(punktiert) das Gewicht des Elektrodenkopfes in Blut (gestrichelt) bedeutend. Oberhalb von 8,4 cm reicht die Anziehungskraft der verwendeten Magneten nicht mehr aus, die am Elektrodenkopf angreifende Schwerkraft aufzuheben.

3.) In zwei Versuchen am Hund wurde die magnetische Fixie-

rung der Vorhofelektrode erprobt. Wandkontakt der Sonde und somit vorhofgesteuerte Herzreizung eines angeschlossenen "Atricor synchronous pacer" der Fa. Cordis konnte in jedem Falle erzielt werden (siehe auch Abb. 9, S.34 und Abb.10, S.34). Der Abstand zwischen den beiden Magneten betrug dabei etwa 5 cm.

4.) Am menschlichen Organismus wurden die Bedingungen der magnetischen Koppelung des atrialen Sensors bei zwei Patienten mit Herzblock akut untersucht. Auch hier konnte mit Hilfe eines Atricor-Schrittmachers synchronisierte Herzstimulierung durchgeführt werden, solange der große Magnet der Brustwand praekardial anlag.

B. P - Potentiale.

1.) Die über die magnetische Elektrode aufgreifbaren Potentiale der Vorhoferregung wurden zunächst in zwei akuten Versuchen am Hund gemessen. Die Werte lagen zwischen 2 und 3,5 mVolt und waren abhängig von der Lage des Elektrodenkopfes zum Sinusknoten, in dessen Nähe die größten Spannungen festgestellt werden konnten.

2.) Die Ermittlung der P-Potentiale am menschlichen Herzen erfolgte ebenfalls in zwei akuten Versuchen. Unter magnetischem Wandkontakt wurden Werte in der Größenordnung von 1,2 bis 2,2 mVolt aufgezeichnet.

3.) Zur Prüfung der P-Potential-Veränderung während der Verwachsung von Elektrode und Vorhofendokard wurde eine Versuchsserie an 5 Hunden durchgeführt. Dabei zeigte sich, daß die ursprünglichen, direkt nach der Implantierung der Vorhofelektrode ermittelten Spannungen, die zwischen 1,2 und 4 mVolt lagen, bis zu ihrer entgültigen Stabilisierung um 10 bis 18 %, in einem Falle um 42 % abgenommen hatten (siehe auch Abb. 11 u. 12, S.38 und Tab. 5, S.40).

In der Abbildung 14 ist der Verlauf dieser Potential-Veränderungen schematisch wiedergegeben. Man entnimmt

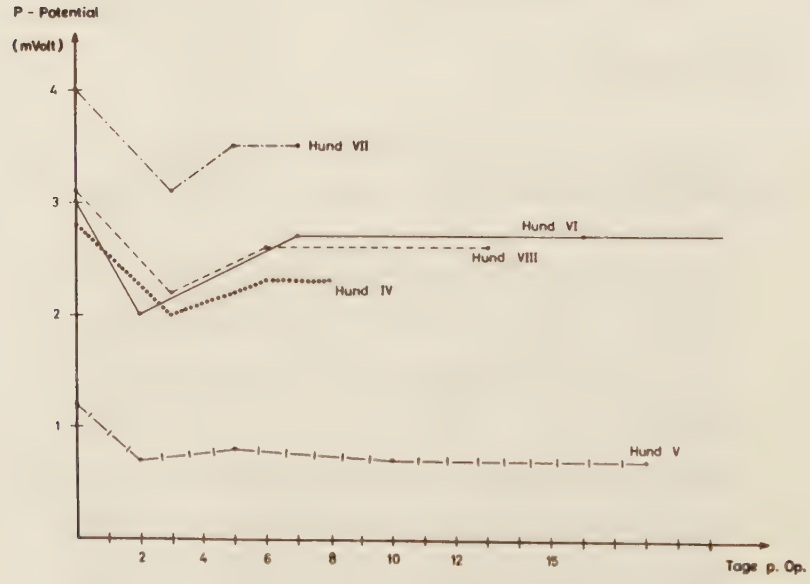

Abb. 14. P-Potential-Veränderungen während des Verwachsens der Vorhofelektrode mit dem Endokard.

den Kurven innerhalb der ersten drei Tage nach Implantierung der Sonde zunächst eine ziemlich starke Verminderung der Potentiale. Darauf folgt ein etwas sanfterer Wiederanstieg, der längstens bis zum 7. Tag andauert, worauf das erreichte Niveau bis zum Ende der Messungen fast genau eingehalten wird.

Da Fibrinablagerungen und Bindegewebsneubildung um eine Elektrode die entscheidenden Faktoren für eine Verminderung ihrer Leitfähigkeit darstellen, dürfte die steile Potentialabnahme in den ersten Tagen nicht unwesentlich der traumatischen Fixierung der atrialen Elektrode zuzuschreiben sein. Die bei der Umstechung des Elektrodenkopfes unvermeidliche Verletzung der Vorhofwand bewirkt mit Sicherheit eine stärkere Fibrinablagerung und eventuelle Thrombenbildung, als dies durch bloßen Auflagedruck der Elektrode auf die intakte Vorhofwand bei magnetischer Fixierung ausgelöst würde. Der Wiederanstieg der Potentiale ist zu deuten als Vascularisierung und Organisierung der Fibrinablagerungen um den Elektrodenkopf, was den elektrischen Widerstand des ihn umgebenden Gewebes vermindert, die Leitfähigkeit der Elektrode somit erhöht.

4.) Mit einer Ausnahme lagen sämtliche im Verlauf der verschiedenen Versuchsreihen ermittelten P-Potentiale oberhalb der Empfindlichkeitsgrenze des Standardmo-

dells des Atricor-Schrittmachers von 1 mVolt.

C. Einwachsdauer.

1.) Aus einer Versuchsreihe an 8 Hunden, die zwischen 4 und 44 Tage nach Implantierung der Vorhofelektrode getötet und seziert wurden, ergab sich, daß spätestens nach 6 Tagen eine ausreichende Bindegewebsneubildung erfolgt war, um den Sondenkopf sicher an der Vorhofwand zu fixieren.

In Abbildung 15 ist das Ergebnis des Einwachsvorganges bei Hund Nr. III innerhalb von nur 4 Tagen fotografisch festgehalten; schon diese kurze Frist genügte, die Elektrode vollständig mit neugebildetem Gewebsmaterial zu umhüllen. Die Abbildungen 16, 17 und 18 zeigen die Sektionsbefunde bei den Hunden Nr. I (6 Tage p.Op.), Nr. VII (7 Tage p.Op.) und Nr. VI (27 Tage p.Op.). Mit einer Ausnahme war die Vorhofelektrode in jedem Falle mit dem Endokard verwachsen. Bei Hund Nr. II hatte sich die Sonde aus der Fixierung gelöst und war darauf an der Wand der Vena cava sup. etwa 3 cm cranial ihrer Einmündung in den Venensinus festgewachsen.

In drei Fällen war die Ausbildung von Thromben auf dem Elektrodenkopf zu beobachten, deren Ursache wohl in der Fixierungstechnik zu suchen sein dürfte. Die topographischen Bedingungen des im Verhältnis zum

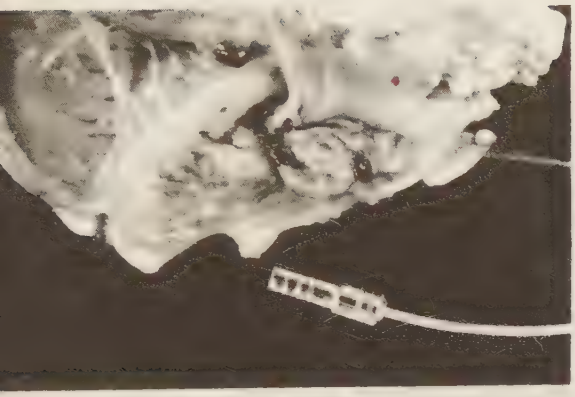

Abb. 15.

Hund Nr.III, 4 Tg. p.Op. Vorhofsonde ganz von neugebildetem Gewebe umgeben. Dem Kopfstück ist ein gut erbsengroßer Abscheidungsthrombus aufgelagert. Lage der Elektrode: etwa 1 cm oberhalb der Trikuspidalklappe.
Rechts neben dem Präparat der für die Versuche am Hund modifizierte Elektrodenkopf.

Abb. 16.

Hund Nr. I, 6 Tg. p.Op. Kopfstück der Elektrode mit der Vorhofwand fest bindegewebig verwachsen. Lage: direkt oberhalb der Trikuspidalklappe. Ausführung des Elektrodenkabels durch Vena hemiacygos, die dabei ligiert wurde - als Folge davon die massive Bildung eines Gerinnungsthrombus, der das ganze Gefäß verschließt und bis zum Endstück der Elektrode reicht.

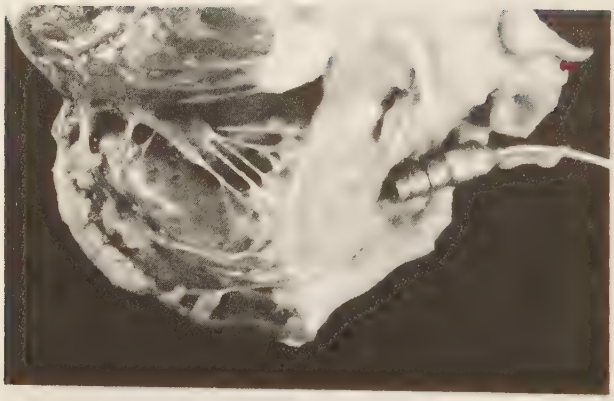

Abb. 17.

Hund Nr.VII, 7 Tg. p.Op. Elektrode fest mit Vorhofwand verwachsen und vollständig mit einem glasklaren Endothelüberzug versehen.
Lage: Etwa 1/2 cm unterhalb der Einmündung des Venensinus in RA, das Endstück der Elektrode reicht noch in den Sinus hinauf. Das Kabel war fest mit der Gefäßwand verwachsen, bei der Sektion wurde diese Verwachsung auf einer Seite artefiziell gelöst.

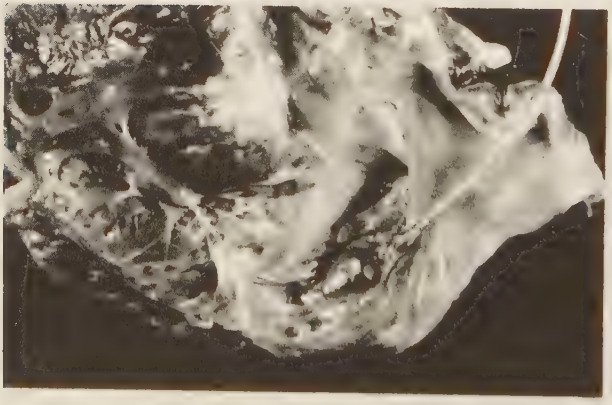

Abb. 18.

Hund Nr. VI, 27 Tg. p.Op. Sonde komplikationslos, mit glasklarem Endothelüberzug im Trabekelnetzwerk eingewachsen.
Lage: direkt oberhalb der Trikuspidalklappe, parallel zum Klappenring. Auch das Elektrodenkabel ist von Endothel überzogen, durchzieht frei den Hohlraum des Venensinus und ist auf der gegenüberliegenden Seite mit der Wand der Vena cava superior verwachsen.

Elektrodenkopf relativ kleinen Vorhofes des Hundeherzens gaben hierbei Anlaß zu wiederholten Manipulationen, bevor die Umstechung und Fixierung des Sondenkopfes glückte (siehe auch Abb.15, S.42). Weiterhin wurde zweimal Thrombenbildung innerhalb der Venen entlang des Elektrodenkabels festgestellt. Ein Fall davon geht zu Lasten der Ligierung der Vena hemiacygos, durch die das Elektrodenkabel ausgeführt wurde (siehe Abb.16, S.42). In der verbleibenden Gruppe war die Vorhofsonde komplikationslos eingewachsen und mit einem glasklaren Endothelüberzug an die Vorhofwand fixiert (Abb.17 und 18, S.48; siehe auch Tab. 4/I u. 4/II auf S. 36/37).

2.) Auch die in Abb. 14, S. 44 dargestellten P-Potential-Veränderungen lassen die Bestimmung der bis zur Verwachsung von Elektrode mit Endokard notwendigen Zeitspanne zu. Aus der Stabilisierung der Potentiale um den 5. bis 7. Tag nach Implantierung der Sonde läßt sich folgern, daß bis zu diesem Zeitpunkt die Gewebsneubildung um den Elektrodenkopf einen gewissen Abschluß erlangt hat.

VII. DISKUSSION.

A. Generator - Vorteile.

Die wirkungsvollste Funktion des menschlichen Herzens ist von der Natur gegeben durch koordinierte Aktionen von Vorhöfen und Ventrikeln bei autonom geregelter Schlagfolge. Grundsätzlich: Ist es denkbar, einen Patienten mit Herzblock besser zu behandeln,als dadurch, daß man die atrioventrikuläre Synchronisation wiederherstellt? Die uns heute zur Verfügung stehenden vorhofgesteuerten Schrittmacher simulieren die normalen, natürlichen Verhältnisse innerhalb eines bestimmten Frequenzbereiches vollkommen. Durch diese Geräte ist es einem durch Herzblock geschädigten Organismus wieder möglich, den Blutkreislauf den verschiedenen Belastungsformen bei Ruhe, Arbeit, Krankheit und überhaupt Stress-Situationen jeder Art vom Pumporgan her anzupassen, sei es durch Veränderung der Schlagfolge oder des Schlagvolumens. Auch der Einfluß von Medikamenten auf die Herzaktion bleibt voll erhalten.

Die Überlegenheit des synchronisierten Schrittmachers gegenüber konventionellen Modellen mit starrer Reizfrequenz dokumentiert sich daher am augenfälligsten in der Hämodynamik. Schlagvolumen und arterieller Druck liegen deutlich höher, da die Vorhofkontraktion während der Ventrikeldiastole erfolgt und somit die Voraussetzungen zu einer guten Füllung der Ventrikel gegeben sind (52). Eine

derartige Aufeinanderfolge von Vorhof- und Kammeraktionen kann bei frequenzstarren Geräten nur vereinzelt und zufällig auftreten und daher nicht zum Tragen kommen.

Im Tierversuch wurden diese Verhältnisse von Stephenson jr. und Brockman bestätigt (51). Sie stellten bei Hunden mit künstlich induziertem Herzblock fest, daß die Zunahme des Aortendruckes bei vorhofgesteuerter Stimulierung gegenüber Reizung mit starrer, aber gleicher Frequenz zwischen 5 und 21 % beträgt, und das Schlagvolumen 5 bis 23 % höher ist. Center et al. ermittelten, daß bei asynchroner Stimulierung eine Zunahme des Herz-Minuten-Volumens durch Erhöhung der Reizfrequenz von maximal 15 % zu erzielen ist, während in ihrer Patientengruppe, die mit vorhofgesteuerten Schrittmachern ausgerüstet war, das HMV nach Belastungen, die vergleichbare Frequenzerhöhungen ergaben, um 25 bis 50 % anstieg (9). Auch die Werte, die Bostroem und Mitarbeiter an Patienten unter den Bedingungen der Narkose und bei eröffnetem Thorax ermittelten, liegen in der gleichen Größenordnung. Als Mittelwerte des HMV ergaben sich 2,95 l/min bei Stimulierung mit starrer Schrittmacherfrequenz in Höhe der Sinusfrequenz und 4,22 l/min bei Steuerung der Reizimpulse durch die Vorhoferregungen, was eine Steigerung von 43 % bedeutet (4).

Eine Komplikation, die wiederholt im Brennpunkt der Kritik an der permanenten elektrischen Stimulierung des Herzens stand, ist das Auftreten von Parasystolien, Tachykar-

dien oder sogar Kammerflimmern, was durch Interferrenz des Schrittmachers mit dem beim intermittierenden Block zeitweise bestehenden Sinusrhythmus ausgelöst werden kann (53, 58,54,16). Die Möglichkeit zum Auftreten einer derartigen, unter Umständen lebensbedrohenden Situation, ist gegeben, wenn ein Schrittmacherimpuls in die vulnerable Phase der ventrikulären Repolarisation einer Spontankontraktion einfällt (28). Diese Phase wurde von Lown et al. definiert als die der Spitze der T-Welle vorangehenden 30 Millisekunden (33). Es versteht sich von selbst, daß bei Benützung eines vorhofgesteuerten Schrittmachers eine Konstellation von Reizimpuls und Spontanerregung in diesem Sinne nicht möglich ist; die beiden Potentiale werden vielmehr gleichzeitig oder mit nur minimalem Zeitunterschied auf das Ventrikelmyokard treffen. Das eröffnet ein weiteres Phänomen - das der "fusion-beats".

Fusion-beats ereignen sich, wenn zwei Impulse zwei verschiedene Ventrikelteile gleichzeitig depolarisieren (34). Das ist bei der Anwendung von Herz-Schrittmachern der Fall:

1.) wenn gleichzeitig zwei Generatoren stimulieren (was während der Implantierung eines Schrittmachers fast immer vorkommt),
2.) gelegentlich in den Sinusrhythmusphasen eines Patienten mit intermittierendem Block, der mit einem Schrittmacher starrer Frequenz ausgerüstet ist und
3.) immer in den Sinusrhythmusphasen eines Patienten mit

intermittierendem Block und vorhofgesteuertem Generator.

Pathologische Vorgänge oder -Folgen von fusion-beats ließen sich bisher noch nirgends nachweisen. Linenthal und Zoll beobachteten vielmehr, daß ein Schenkelblock durch fusion-beats im EKG wieder normalen Erregungsablauf zeigen kann (32).

B. Generator - Nachteile.

Wie eingangs schon erwähnt, gelangen heute in der weitaus größeren Mehrzahl der Fälle frequenzstarre Impuls-Generatoren zur Anwendung. Die Erfahrung, die man mit Geräten dieser Art besitzt, ist beträchtlich, und die erzielten Erfolge sind in der Regel durchaus zufriedenstellend (27). Die Diskrepanz aus dieser Tatsache und den bisherigen Betrachtungen, die doch recht eindeutig zugunsten des vorhofgesteuerten Schrittmachers ausfallen, erklärt sich hauptsächlich durch folgende Nachteile, mit denen die synchronisierten Geräte a priori behaftet sind:

1.) Die Steuerung der Reizimpulse durch Potentiale in der Größenordnung von wenigen mVolt erfordert eine aufwendigere Konstruktion mit einer wesentlich größeren Anzahl elektronischer Schaltelemente. Dies bedingt einmal einen theoretisch höheren Grad von Störanfälligkeit, sodann eine verminderte Lebensdauer des Generators, da die Zahl der energieliefernden Batterien aus

Gründen der kompakten Bauweise nicht beliebig gesteigert werden kann.

2.) Ein vorhofgesteuerter Schrittmacher benötigt in jedem Falle mehr Elektroden (bei dem von Nathan, Center et al. zusammen mit der Fa. Cordis entwickelten Gerät sind es drei!); auch dies erhöht die Quote der möglichen Fehlerquellen.

3.) Wegen des komplizierteren technischen Aufbaues und der heute noch geringen Stückzahlen der Serienproduktion übersteigen die Kosten eines synchronisierten Generators diejenigen der preiswertesten frequenzstarren Geräte um das 3- bis 4-fache.

4.) Den entscheidenden Nachteil jedoch, mit dem die Anwendung vorhofgesteuerter Schrittmacher verbunden ist, stellt die Thorakotomie dar. Die Notwendigkeit dazu ergibt sich nur aus der auf andere Weise problematischen Fixierung des atrialen Sensors. Ein Eingriff dieser Größe kann rund 20 % aller zur Schrittmacherimplantation in Frage kommenden Patienten nicht zugemutet werden und bleibt auch für die restlichen 80 % ein echtes Risiko. Nach einer allgemeinen Statistik von Scheppokat und Mitarbeitern beträgt die Operationsmortalität bei Thorakotomie etwa 6 % (40).

C. Elektroden.

Demgegenüber ist die Belastung bei der in Lokalanästhesie vorgenommenen Einführung transvenöser intrakardialer Reiz-

elektroden bei der Implantierung von Schrittmachern starrer Frequenz derart gering, daß weder hinfälligste körperliche Verfassung noch Greisenalter Kontraindikationen darstellen (27,43). Es lag daher nahe, Methoden zu entwickeln, mit deren Hilfe die Kombination von synchronisierten Generatoren mit transvenös einführbaren Elektroden ermöglicht wird.

Erwähnt sei zunächst der Weg, der von Rodewald et al. beschritten wurde (41). Danach werden sowohl die ventrikuläre Reizelektrode als auch die Vorhofelektrode transvenös in das rechte Herz eingeführt, wobei die erste nach bekannter Art im Trabekelnetzwerk der Spitze des rechten Ventrikels verankert wird, der atriale Sensor jedoch frei im Vorhof flottiert. Die von ihm aufgefassten Potentiale reichen jedoch nur in wenigen Fällen zur direkten Steuerung eines Atricor synchronous pacer aus und müssen deshalb zunächst von einem zweiten, ebenfalls voll implantierbaren Generator verstärkt werden, bevor sie von dem Atricor-Gerät sicher aufgefaßt werden. Trotzdem machten sich noch Störungen der Schrittmacherfunktion bei Lageveränderungen der Patienten bemerkbar. Der Vorteil, die Thorakotomie zu vermeiden, zwingt hier also eine weitere Komplizierung des elektronischen Systems und eine nicht unter allen Umständen einwandfreie Funktion des Gerätes in Kauf zu nehmen.

Eine weitere Möglichkeit wurde von Carlens und Mitarbei-

tern verwirklicht (7). Sie verwenden nur eine transvenös einzuführende Elektrode - die ventrikuläre Reizelektrode. Den atrialen Fühler steppen sie mit Hilfe einer Mediastinoskopie am hinteren oberen Umfang des rechten Vorhofes an der Stelle auf, wo das höchste Potential gemessen wird. Die bisherigen Ergebnisse scheinen zufriedenstellend zu sein; die größte Schwierigkeit liegt offensichtlich in der diffizilen Operationstechnik bei der Anbringung der Vorhofelektrode.

D. Magnetische Fixierung der Vorhofelektrode.

Auch die hier beschriebene Methode hat den Vorzug, die Thorakotomie zu vermeiden. Zudem ist die Implantation von Generator und Elektroden in Lokalanästhesie durch einen operationstechnisch einfachen und für den Patienten völlig unbelastenden Eingriff möglich.

Die Potentiale der Vorhoferregungen werden in direktem Kontakt von unverletztem Endokard abgegriffen, was eine primäre Verstärkung, dies bestätigen auch die Ergebnisse der P-Potential-Messungen, unnötig erscheinen läßt. Bei der Wertung der Potentialabnahme während der Einwachsdauer bleibt noch zu berücksichtigen, daß die traumatische Fixierung der Vorhofelektrode durch Umstechung bei den Tierversuchen sicherlich einen negativen Faktor darstellt, sodaß bei Fixierung durch Magnetkraft noch günstigere Ergebnisse zu erwarten sind.

Als nachteilig ist in erster Linie die Immobilisierung des Patienten bis zur bindegewebigen Umwachsung des intraatrialen Fühlers zu vermerken. Während dieser Zeitspanne, die im Tierversuch nur rund 6 Tage währte, muß der große Magnet, in dem beschriebenen Tragegestell gelagert und durch Gegengewicht entlastet, vom Patienten toleriert werden.

Weiterhin reicht die Anziehungskraft der verwendeten Magneten nicht aus, die Vorhofelektrode über eine größere Distanz als 8,4 cm anzuziehen. Da dieser Wert jedoch erheblich über der ermittelten durchschnittlichen Entfernung von 6,5 cm zwischen vorderer Brustwand und dem Endokard des rechten Vorhofes liegt, und Patienten mit Herzblock eher zur Kachexie als zu Übergewichtigkeit neigen, dürfte sich dieser Umstand nur äußerst selten negativ auswirken.

Abschließend sei noch erwähnt, daß es nicht möglich ist, die Wirkungsweise des extracorporalen Magneten auf die Vorhofelektrode röntgenologisch zu verfolgen. Die große Feldstärke der verwendeten Magnte bewirkt eine eklatante Ablenkung des Strahlenganges, was zu skurillen und unauswertbaren Bildern führt.

VIII. ZUSAMMENFASSUNG.

Es wurde über eine neue Methode berichtet, die Vorhofelektrode von vorhofgesteuerten Schrittmachern unter Umgehung einer Thorakotomie zu fixieren. Ventrikuläre Reizelektrode wie atrialer Sensor zur Ableitung der Vorhof-Potentiale werden dabei in Lokalanästhesie transvenös über die Vena jugularis externa dextra in das rechte Herz eingeführt. Der Generator kann in einer subcutanen Tasche unterhalb des rechten Rippenbogens implantiert werden. Der Kopf der intraatrialen Sonde enthält einen kleinen Permanentmagneten und wird, von einem extracorporalen Permanentmagneten angezogen, am Vorhofendokard fixiert. Während der zur bindegewebigen Umwachsung der Vorhofelektrode notwendigen Zeitspanne wird der große Magnet, in einem Gestell gelagert, vom Patienten auf der vorderen Brustwand getragen.

Die in Versuchen am Hund von der Vorhofsonde aufgefaßten P-Potentiale lagen zwischen 1,2 und 4 mVolt und nahmen während der Verwachsung der Elektrode mit dem Vorhofendokard um 10 bis 42 % ab; eine ausreichende bindegewebige Fixierung des atrialen Sensors wurde spätestens 6 Tage nach Implantierung beobachtet. Bei Patienten mit Herzblock wurden unter magnetischem Wandkontakt P-Potentiale von 1,2 bis 2,2 mVolt ermittelt. Es bleibt zu hoffen, daß der Einwachsvorgang beim Menschen ebenso schnell verläuft wie im Tierversuch.

IX. LITERATURVERZEICHNIS.

(1) ABRAMS, L.D.; W.A. HUDSON and R. LIGHTWOOD
A surgical approach to the management of heart block using an inductive coupled artificial cardiac pacemaker.
Lancet 1 : 1372, 1960.

(2) BENNINGHOFF, A.; K. GOERTTLER
Lehrbuch der Anatomie des Menschen.
Verlag Urban & Schwarzenberg, München - Berlin
Bd. 2 : 419, 1960.

(3) BIGELOW, W.G.; J.C. CALLAGHAN and J.A. HOPPS
General hypothermia for experimental intracardiac surgery: The use of electrophrenic respirations, an artificial pacemaker for cardiac standstill, and radiofrequency rewarming in general hypothermia.
Ann. Surg. 132 : 531, 1950.

(4) BOSTROEM, B.; S. EFFERT; H. KREUZER und J. SYKOSCH
Zur Hämodynamik bei permanenter Stimulierung des Herzens mit implantierbaren elektrischen Schrittmachern.
Reámination et organes artificiels 1 : 69, 1964.

(5) CALLAGHAN, J.C. and W.G. BIGELOW
An electrical artificial pacemaker for standstill of the heart.
Ann. Surg. 134 : 8, 1951.

(6) CAMMILLI, L.; R. POZZI; G. PIZZICHI and De SAINT-PIERRE
Radio frequency pacemaker with receiver coil implanted on the heart.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 111 : 1007, 1964.

(7) CARLENS, E.; L. JOHANSSON; J. KARLÖF und H. LAGERGREN
Eine neue Methode der Vorhofableitung bei vorhofgesteuerten Schrittmachern.
Langenbecks Arch. klin. Chir. 313 : 605, 1965.

(8) CENTER, S.; D.A. NATHAN; C.Y. WU and P. SAMET
The implantable synchronous pacemaker for the treatment of complete heart block.
J. Thor. Cardiovasc. Surg. 46 : 744, 1963.

(9) CENTER, S.; D.A. NATHAN; C.Y. WU and D. DUQUE
Two years of clinical experience with the synchronous pacer.
J. Thor. Cardiovasc. Surg. 48 : 513, 1964.

(10) CHARDACK, W.; A.A. GAGE and W. GREATBATCH
A transistorized self-contained, implantable pacemaker for the long term correction of complete heart block.
Surg. 48 : 643, 1960.

(11) CHARDACK, W.M.; A.A. GAGE and W. GREATBATCH
Correction of complete heart block by a self contained and subcutaneously implanted pacemaker.
J. Thor. Cardiovasc. Surg. 42/6 : 814, 1961.

(12) ELMQVIST, R.; J. LANDEGREN; S.O. PETTERSON; A. SENNING and G. WILLIAM-OLSSON
Artificial pacemaker for treatment of Adams-Stokes syndrome and slow heart rate.
Am. Heart J. 65/6 : 731, 1963.

(13) ELMQVIST, R. and A. SENNING
An implantable pacemaker for the heart.
Med. electronics - proceedings of the second international conference of medical electronics.
Iliffle & Sons, London, 1960.

(14) FURMAN, S. and J.B. SCHWEDEL
An intracardiac pacemaker for Stokes-Adams seizures.
N. Engl. J. Med. 261 : 943, 1959.

(15) FURMAN, S.; J.B. SCHWEDEL; G. ROBINSON and E.S. HURWITT
Use of an intracardiac pacemaker in control of heart block.
Surg. 49 : 98, 1961.

(16) GARAMELLA, L.; M.F. LYNCK and C.A. PETERSON
Intracavitary cardiac pacing.
J. Am. Med. Assoc. 195 : 916, 1966.

(17) GLENN, W.W.L.
The pacemaker team.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 111/3 : 815, 1964.

(18) GLENN, W.W.L.; A. MAURO; E. LONGO; P.H. LAVIETES and F.J. McKAY
Remote stimulation of the heart by radio frequency transmission. Clinical application to a patient with Stokes-Adams syndrome.
N. Engl. J. Med. 261 : 948, 1959

(19) GOETZ, R.H.
Bipolar catheter electrode as temporary pacemaker in Stokes-Adams syndrome.
Surg., Gyn. & Obstet. 116 : 712, 1963.

(20) HOLSWADE, G.R. and C. LINARDOS
Induction pacemaker for control of complete heart block.
J. Thor. Cardiovasc. Surg. 44 : 246, 1962.

(21) HOLZMANN, M.
Die Rhythmusstörungen des Herzens.
Handbuch der Inneren Medizin, Springer-Verlag, Berlin, Göttingen, Heidelberg, IX/2 : 251, 1960.

(22) HOLZMANN, M.
Die Rhythmusstörungen des Herzens.
Handbuch der Inneren Medizin, Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg, IX/2 : 187, 1960.

(23) HOLZMANN, M.
Die Rhythmusstörungen des Herzens.
Handbuch der Inneren Medizin, Springer-Verlag, Berlin-Göttingen-Heidelberg, IX/2 : 251, 1960.

(24) HYMAN, A.S.
Resuscitation of the stopped heart by intracardiac therapy. Experimental use of an artificial pacemaker.
Arch. Int. Med. 50 : 283, 1932.

(25) HYMAN, A.S.
Resuscitation of the stopped heart by intracardiac therapy - further use of the artificial pacemaker.
J. Am. Med. Assoc. 99 : 1888, 1932.

(26) LAGERGREN, H.; L. JOHANSSON; J. LANDEGREN and O. EDHAG
One hundret cases of treatment for Adams-Stokes syndrome with permanent intravenous pacemaker.
J. Thor. Cardiovasc. Surg. 50 : 710, 1965.

(27) LAGERGREN, H.; L. JOHANSSON; H. SCHÜLLER; J. KUGELBERG; G. GOJS; K. ALESTIG; H. LINDER; H.G. BORST; A. SCHAUDIG; O.GIEBEL; H. HARMS; G. RODEWALD and K.D. SCHEPPOKAT
305 cases of permanent intravenous pacemakertreatment for Adams-Stokes syndrome.
Surg. 59/3 : 494, 1966.

(28) LAWRENCE, G.H.; R.M. PAINE and M.L. HUGES
Management of complications associated with the use of implantable electronic cardiac pacemakers for the relief of complete heart block.
Am. J. Surg. 110 : 177, 1965.

(29) LEMBERG, L.; A. CASTELLANOS, Jr.; B. BERKOVITS and A. GOSSELIN
The "demand" cardiac pacemaker. A new instrument for the treatment of A-V conduction disturbances.
Presented at the Interamerican College of Cardiology Meeting in Montreal, Canada, June 1964.

(30) LEMBERG, L.; A. CASTELLANOS and B. BERKOVITS
Pacemaking on demand in A-V block.
J. Am. Med. Assoc. 191 : 12, 1965.

(31) LEVITSKY, S.; W.W.L. GLENN; A. MAURO; L. EISENBERG and Ph.W. SMITH
Long-term stimulation of the heart with radio frequency transmission.
Surg. 52 : 64, 1962.

(32) LINENTHAL, A.J. and P.M. ZOLL
Ventricular fusion.beats during electrical stimulation in man.
Circulation 31 : 651, 1965.

(33) LOWN, B.; R. AMARASINGHAM and J. NEUMAN
New method for terminating cardiac arrhythmias.
J. Am. Med. Assoc. 182 : 548, 1962.

(34) MALINOW, M.R. and R. LANGENDORF
Different mechanism of fusion-beats.
Am. Heart J. 35 : 448, 1948.

(35) MONTGOMERY, L.H.; H.L. BAILEY; P.C. JOLLY and S.E. STEPHENSON, Jr.
An artificial His's Bundle and ventricular stimulator.
Med. Electronics 3 : 233, 1960.

(36) NATHAN, D.A.; S. CENTER; C.Y. WU and W. KELLER
An implantable synchronous pacemaker for the long-term correction of complete heart block.
Am. J. Cardiolog. 10 : 261, 1962.

(37) PARSONNET, V.; G.H. MEYERS; I.R. ZUCKER; H.A. LOTMAN and M.M. ASA
A selfperpetuating biologically energized cardiac pacemaker.
Surg. Forum 14 : 256, 1963.

(38) PARSONNET, V.; G.H. MEYERS; I.R. ZUCKER and H.A. LOTMAN
The potentiality of use of biologic energy as a power source for implantable pacemakers.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 111 : 915, 1964.

(39) PEARCE, M.L. and R. NORDYKE
Some observations on the effect of heart rate controlled by an external stimulator in aortic insufficiency.
Am. J. Med. 22 : 498, 1957.

(40) RODEWALD, G.; O. GIEBEL; H. HARMS und K.D. SCHEPPOKAT
Vorteile und Probleme der Anwendung vorhofgesteuerter Schrittmacher.
Langenbecks Arch. klin. Chir. 313 : 600, 1965.

(41) RODEWALD, G.; O. GIEBEL; H. HARMS und K.D. SCHEPPOKAT
Intravenös-intracardiala Applikation von vorhofgesteuerten elektrischen Schrittmachern.
Zeitschr. f. Kreislaufforschg. 53 : 860, 1964.

(42) ROSS, J.K. and G.A. HARKINS
Percutaneous introduction of cardiac pacemaker electrode.
Lancet 2 : 1109, 1959.

(43) RUDOLPH, W.; H.G. BORST; L. HENSELMANN; A. SCHAUDIG und W. BAEDECKER
Erfahrungen mit langfristiger und kurzfristiger elektrischer Reizung des menschlichen Herzens.
Réamination et organes artificiels 1 : 77, 1964.

(44) De SANCTIS, R.W.
Short-term use of intravenous electrode in heart block.
J. Am. Med. Assoc. 184 : 544, 1963.

(45) SCHELLONG, F.
Das Wesen der Leitungsstörungen im Herzmuskel.
II. Klin. Wschr. 8 : 1889, 1929.

(46) SENNING, A.
Über die Benützung des elektrischen Schrittmachers in der Behandlung von Adams-Stokes-Anfällen.
Langenbecks Arch. klin. Chir. 308 : 265, 1964.

(47) SIDDONS, M.Ch. and E. SOWTON
Cardiac pacemakers.
Publ. by Ch.C. Thomas, Springfield, Illinios, USA
P. 291, 1967.

(48) SILVER, A.W.; G. ROOT; F.X. BYRON and H. SANDBERG
Externally rechargeable cardiac pacemakers.
Ann. Thor. Surg. 1/4 : 380, 1965.

(49) STARZL, T.E.; R.A. GAERTNER and R.R. BAKER
Acute complete heart bolck in dogs.
Circulation 12 : 82, 1955.

(50) STEPHENSON, S.E., Jr.; W.E. EDWARDS; P.C. JOLLY and H.W. SCOTT, Jr.
Physiologic P-wave cardiac stimulator.
J. Thor. Cardiovasc. Surg. 38 : 604, 1959.

(51) STEPHENSON, S.E., Jr. and S.K. BROCKMAN
P-wave synchrony.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 111 : 907, 1964.

(52) SWEDBERG, J.; B.W. JOHANSSON; J. KARNELL and A. MALM
Implantation of pacemaker for Adams-Stokes syndrome.
Acta Chir. Scand. 125 : 547, 1963.

(53) SYKOSCH, J.; S. EFFERT; K.G. PULVER und F. ZACOUTO
Zur Therapie mit elektrischen Schrittmachern. Ein implantierbarer, induktiv ausschaltbarer elektrischer Schrittmacher.
Elektromedizin 8 : 139, 1963.

(54) TAVEL, M.E. and C. FISH
Repetitive ventricular arrhythmias resulting from artificial internal pacemaker.
Circulation 30 : 493, 1964.

(55) THEVENET, A.; P.C. HODGES and C.W. LILLEHEI
USE of a myocardial electrode inserted percutaneously for control of complete heart block by an artificial pacemaker.
Dis. Chest. 34 : 621, 1958.

(56) WEIRICH, W.L.; M. PANETH; V.L. GOTT and C.W. LILLEHEI
Control of complete heart block by use of an artificial pacemaker and myocardial electrode.
Circ. Res. 6 : 410, 1958.

(57) WIDMANN, W.D.; W.W.L. GLENN; L. EISENBERG and A. MAURO
Radio frequency cardiac pacemaker.
Ann. N.Y. Acad. Sci. 111 : 992, 1964.

(58) WIDMANN, W.D.; L. EISENBERG; S. LEVITSKY; A. MAURO and W.W.L. GLENN
Ventricular fibrillation complicating electrical pacemaking: A comparison of direct current and radio frequency cardiac pacemaker stimulation.
Surg. Forum 14 : 260, 1963.

(59) ZOLL, P.M.
Resuscitation of the heart in ventricular standstill by external electric stimulation.
N. Engl. J. Med. 247 : 768, 1952.

(60) ZOLL, P.M.; H.A. FRANK and A.J. LINENTHAL
Four year experience with an implantable cardiac pacemaker.
Ann. Surg. 160 : 3, 1964.

(61) ZOLL, P.M. and A.J. LINENTHAL
External and internal electric cardiac pacemakers.
Circulation 28 : 455, 1963.

Mein Dank richtet sich in erster Linie an Herrn Prof.Dr. H.G. Borst. Er regte die vorliegende Arbeit an, war an vielen Versuchen führend beteiligt und leitete mich in wahrhaft vorbildlicher Weise an. In seinem Team zu arbeiten, war Erlebnis, Gewinn und Vergnügen zugleich.

Herr Prof.Dr.Dr. R. Zenker übernahm freundlicherweise das Korreferat.

Mit erfinderischer Gabe und großem handwerklichem Geschick wurden von Herrn A. Stöckert alle Probleme bei der Gestaltung und Fertigung der intraatrialen Sondenkapsel gemeistert.

Schließlich seien noch die Deutsche-Edelstahl-Werke-AG erwähnt, die die magnetischen und antikorrosiven Materialien in großzügigster Weise zur Verfügung stellten.

L e b e n s l a u f

Am 14. März 1940 wurde ich als zweites Kind des Dr. med. Friedrich Grögler, Facharzt für Innere Medizin, und seiner Ehefrau Frieda Grögler, geb. Langer, in Mähr. Schönberg geboren. Nach unserer Aussiedlung 1946 nach Göppingen besuchte ich dort die Volksschule und anschließend das Hohenstaufen-Gymnasium, an dem ich am 20. Februar 1959 das Abitur bestand.

Danach leistete ich bis September 1960 meinen Wehrdienst bei der Bundesmarine ab und schied als Lt.z.S.d.R. aus.

Zum Wintersemester 1960/61 begann ich mein Studium an der Ludwig-Maximilians-Universität München. Nach 2 Semestern Physik wechselte ich zur Medizinischen Fakultät und legte nach dem Sommersemester 64 die ärztliche Vorprüfung ab. Auch das klinische Studium absolvierte ich an der Münchener Universität und bestand während des Sommersemesters 1968 das medizinische Staatsexamen.

Meine wichtigsten akademischen Lehrer waren die Professoren: H.Begemann, W.Bickenbach, H.Blömer, J.Bodechtel, H.G.Borst, W.Büngeler, M.Buder, K.Kolle, T.v.Lanz, H.Remky, G.Riecker, H.Schwiegk, R.Wagner, A.Wiskott und R.Zenker.

Am 16. März 1964 heiratete ich die Gymnastiklehrerin Waltraud Hammelmann. Wir haben zwei kinder - einen Sohn und eine Tochter.